

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМ. ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”
Факультет електроніки
Кафедра електронної інженерії

"На правах рукопису"

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

УДК 615.47

_____ В.І. Тимофєєв

“ ____ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності 153 мікро- та наносистемна техніка

на тему Математичне та програмне забезпечення системи виявлення
патологій у процесі неперервного неінвазивного моніторингу артеріального
тиску

Виконав: студент 6 курсу, групи ДМ-91мп

Мазур Галина Василівна _____

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник доц. каф. ЕІ, к.т.н. Е.С. Карплюк _____

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Рецензент доц.каф.МЕ, доц.,к.т.н. Татарчук Д.Д _____

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____

(підпис)

Київ - 2020 року

Форма № Н-9.01

**Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського”**

Факультет електроніки

Кафедра електронної інженерії

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність 153 мікро- та наносистемна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ**Завідувач кафедри**

_____ В.І. Тимофєєв
“___” _____ 20__ р.

З А В Д А Н Н Я**НА МАГІСТЕРСЬКУ ДИСЕРТАЦІЮ СТУДЕНТУ**Мазур Галині Василівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Математичне та програмне забезпечення системи виявлення патологій у процесі неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску

Науковий керівник доц. каф. ЕІ, к.т.н. Е.С. Карплюк,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “05” листопада 2020 року № 3241-с

2. Строк подання студентом дисертації 18.12.2020

3. Об'єкт дослідження є серцево-судинна система та її фізіологічні параметри.

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) метод вимірювання *sNIBP*, довготривалий тип моніторингу, алгоритм врахування артефактів руху, реалізація у вигляді

портативного пристрою з автономним живленням з дисплеєм і типом безпроводного зв'язку *Bluetooth*

5. Перелік питань, які потрібно розробити

- Обґрунтування використання методу Пенъяз *cNIBP*.
- Моделювання процесів формування артеріального тиску та розвинення пристрою *cNIBP* засобами *Matlab Simulink*.
- Розвинення функціоналу розроблених моделей впровадженням системи врахування артефактів руху та виявленням емоційної складової пацієнта.
- Удосконалення пристрою *cNIBP*.
- Розробка стартап-проекту

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу

презентація на тему «Математичне та програмне забезпечення системи виявлення патологій при неперервному неінвазивному моніторингу артеріального тиску (cNIBP)»

7. Орієнтовний перелік публікацій

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

9. Дата видачі завдання

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Вибір теми магістерської дисертації	жовтень 2019 р.	

2	Робота з літературою	жовтень 2019 р. – березень 2020 р.	
3	Збір та обробка інформації	Березень-квітень 2020 р.	
4	Побудова математичної моделі процесу поширення пульсової хвилі	квітень 2020 р. – червень 2020 р.	
5	Розробка алгоритму розрахунку артеріального тиску з врахуванням артефактів руху	червень 2020 р. – вересень 2020 р.	
6	Підбір акселерометра для пристрою cNIBP, рооптимального зрбка пристрою cNIBP, розробка стартап-проекту	вересень 2020 р. – жовтень 2020 р.	
8	Написання та оформлення магістерської дисертації	листопад 2020 р.	
6	Здача роботи на нормоконтроль	грудень 2020 р.	
7	Отримання відгуку та рецензії на дипломну роботу	грудень 2020 р.	
8	Подання пакету документів по МД до захисту в ЕК	грудень 2020 р.	
9	Захист дипломної роботи	грудень 2020 р.	

Студент

(підпис)

Мазур Г.В.

(прізвище та ініціали)

Науковий керівник роботи

(підпис)

Карплюк Є.С.

(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 121 с., 5 ч., 23 табл., 44 рис., 53 джерел.

АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК, СИСТЕМА НЕПЕРЕРВНОГО НЕІНВАЗИВНОГО МОНІТОРИНГУ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ, АРТЕФАКТИ РУХУ, МЕТОД ПЕНЬЯЗ, СТРЕС-ІНДЕКС БАЄВСЬКОГО.

Об'єктом досліджень є серцево-судинна система та її фізіологічні параметри. Предмет роботи – методи та засоби неперервного та неінвазивного вимірювання артеріального тиску. Врахування зовнішніх артефактів руху пацієнта та включення емоційної складової у систему неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску.

Метою роботи є розвинення математичного та програмного забезпечення системи безперервного неінвазивного моніторингу тиску із подальшим урахуванням артефактів руху при реєстрації показників систолічного та діастолічного артеріальних тисків та стрес-індексу.

У першому розділі дані загальні теоретичні відомості про методи вимірювання артеріального тиску, методи вимірювання варіабельності серцевого ритму, та методи cNIBP, був встановлений зв'язок нервової системи із серцево судинною і також був проаналізований вплив артефактів руху на параметри cNIBP.

У розділі 2 наведено опис розробленої математичної моделі процесів формування артеріального тиску за допомогою аналізу з першого розділу та програмного забезпечення Matlab Simulink. Під час розробки моделі було використано математичний опис пульсової хвилі.

У розділі 3 наведено опис розвинення алгоритму неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску за допомогою врахування артефактів руху при його вимірюванні. Також наведено опис розробленої моделі та порівняльний аналіз результатів роботи алгоритму.

У розділі 4 було розвинено пристрій cNIBP, проаналізовано типи акселерометрів та удосконалення пристрою врахуванням артефактів руху за допомогою акселерометрів у ньому.

У розділі 5 було розроблено стартап проект з описом ідеї, технологічним аудитом ідеї, аналізом ринкових можливостей запуску стартап-проекту, розробленням ринкової стратегії проекту та розробленням маркетингової програми стартап-проекту.

ABSTRACT

Explanatory note: 121 p., 5 p., 23 table., 44 pic., 53 sources.

BLOOD PRESSURE, CONTINUOUS NON-INVASIVE BLOOD PRESSURE, METHOD PENAZ, STRESS INDEX BY BAEVSKY, MOTION ARTIFACTS.

The registration of a blood pressure is an informative method of the human body condition monitoring for express and functional diagnostics of the cardiovascular system. However, during the survey at the hospital, the appearance of a "white coat" syndrome is possible, which is manifested in the rapid increase in blood pressure during the visit to the doctor. Also, a one-time measurement does not give full information about the dynamics of changes in blood pressure and its dependence on various external factors, such as weather, previous emotions that have survived by the person before coming to a doctor, etc. Get rid of the disadvantages that arise in the clinical monitoring of blood pressure in the doctor's cabinet could be done with daily and home monitoring.

There are many methods for monitoring blood pressure such as auscultative, oscillometric, and Penaz was analyzed.

After analyzing all information about methods of monitoring Penaz method was chosen. It is based on the volume compensation method. Devices, based on the Penaz method can measure the pressure not only in the hospital under doctor surveillance, but also at home, using portable devices.

For the improvement of patient model, the process of creating a blood pressure wave was used. It was based on the description of the process of forming arterial pulsations biosignal in the peripheral vessels of the finger. The mathematical model of arterial pressure from time can be represented as a harmonic oscillation. To simplify, a harmonic signal was used that is the sum of the incident and reflected wave of arterial blood flow.

An important element of creating a cNIBP device is the calculation of motion artifacts. For creating the algorithm for modeling the accelerometer data was used by physiobank database. The motion artifacts were taken into account by adding two accelerometers to the device and improving the algorithm of the device, which is based on reading the acceleration along the z-axis, mathematical processing, and simulation in Matlab Simulink.

Also considering changes in systolic and diastolic blood pressure in a stressing blood pressure wave, it should be understood that arterial pressure depends on a variety of parameters such as blood viscosity, vessel elasticity, changing of vessel diameter, etc. Describing such a characteristic of the blood pressure wave, considering all biologically-functional changes in the artery in the finger is a very difficult problem. The main problem of describing this characteristic is difficult to select model parameters. That's why was using simplification for amplitude modulation of patient blood pressure. It is considering that the stress of blood pressure is mainly influenced by adrenaline. Therefore in the model, the stress index was indicated.

For using this algorithm in real life the device was improved. The main components of the device were determined. The electro-pneumatic system of pump-down of air in the cuff and the optical system of checking the level of pulsations in the artery of the limb were used. Including the microcontroller with the algorithm witch developed in the model mentioned above, improves the system that can be implemented practically.

The microcontroller STM32WB55CG and the 8-bit STM8L051F3 microcontroller with a 16 MHz frequency band were selected.

As an accelerometer, we choose a three-axis LIS3DH whose characteristics fully meet the needs for calculations of hand movement (range up to 16g) and supports the SPI / I2C data transmission protocol.

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ	11
ВСТУП.....	12
1 АКТУАЛЬНІСТЬ МАТЕМАТИЧНОГО ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ПАЦІЄНТА.....	15
1.1 Артеріальний тиск та методи його вимірювання	15
1.2 Метод сNIBP	23
1.3 Нервова система людини та методи оцінки її зв'язку з серцево- судинною системою	27
1.4 Фізіологічні завади, що призводять до похибок вимірювань або унеможлиблюють їх.	39
1.5 Вплив артефактів руху на параметри сNIBP	41
1.6 Висновки до розділу 1	43
2 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ФОРМУВАННЯ СИГНАЛУ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ ПРИ ВИМІРЮВАННІ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ЗА ДОПОМОГОЮ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ MATLAB SIMULINK.....	45
2.1 Математичний опис фізіологічних процесів розповсюдження пульсової хвилі.....	45
2.2 Реалізація математичної моделі в програмному середовищі Simulink	49
2.3 Удосконалення моделі пацієнта для сNIBP в середовищі MATLAB Simulink з артефактами руху	54
2.4 Порівняльний аналіз існуючої і удосконаленої моделі.....	61
2.5 Висновки до розділу 2	63

3 РОЗВИНЕННЯ АЛГОРИТМУ cNIBP	64
3.1 Методи врахування артефактів руху при вимірюванні cNIBP	64
3.2 Удосконалення алгоритму cNIBP для врахування артефактів руху	65
3.3 Моделювання у в середовищі MATLAB Simulink з урахуванням артефактів руху	70
3.4 Аналіз похибки вимірювання параметрів тиску методом cNIBP для запропонованих моделей	81
3.5 Висновки до розділу 3	82
4 РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ CNIBP З УРАХУВАННЯМ АРТЕФАКТІВ РУХУ	83
4.1 Принцип роботи та основні елементи пристрою	83
4.2 Удосконалення пристрою з урахуванням артефактів руху	88
4.3 Обґрунтування вибору акселерометру для апаратної реалізації алгоритму врахування артефактів руху	89
4.4 Перелік компонентів схеми	91
4.5 Висновки до розділу 4	92
5 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ	93
5.1 Опис ідеї проекту	93
5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	98
5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту	106
5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	109
5.6 Висновки до розділу 5	112
ВИСНОВКИ	114
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	116

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

АЛП – арифметико-логічний пристрій
АМА – алгоритм максимальної амплітуди
АТ – артеріальний тиск
АЦП – аналогово-цифровий перетворювач
ВНС – вегетативна нервова система
ВСР – варіабельність серцевого ритму
САТ - систолічний артеріальний тиск
ДАТ – діастолічний артеріальний тиск
ЗП – запам’ятовуючий пристрій
МК – мікроконтролер
НС – нервова система
ОЗП – оперативний запам’ятовуючий пристрій
ПЗП – постійний запам’ятовуючий пристрій
САТ – систолічний артеріальний тиск
ССС – серцево-судинна система
СР – серцевий ритм
УЗ – ультразвук
ЦНС – центральна нервова система
ШПФ – швидке перетворення Фур’є
МЕМС – Micro-electromechanical silicon

ВСТУП

Світова статистика говорить про те, що серцево-судинні хвороби є найпоширенішою причиною смертності в усьому світі. Такі хвороби повинні бути виявленими на ранніх стадіях. Для цього потрібне часте консультування з лікарем, проведення різноманітних аналізів, детальний збір анамнезу тощо. Це все призводить до морального та матеріального занепаду. Тим паче, що лікар не завжди може з великою точністю відмітити на короточасній кардіограмі певні патологічні відхилення, і тим самим стає потреба залишатися для стаціонарного дослідження в лікарні, що призводить до великого дискомфорту, який може навіть перерости в нервові розлади або депресію, яка не тільки ще більше погіршить здоров'я, а і певною мірою спотворить основну картину досліджень.

Арсенал сучасної діагностичної апаратури представлений випробуваними на практиці методами об'єктивізації судинної патології: реографія, сфігмографія, ехокардіографія, оптична та комп'ютерна капіляроскопія, радіонуклідна діагностика, ангіографія, ультразвукові методи діагностики, лазерна доплерографія, комп'ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія в судинному режимі, перфузійна магнітно-резонансна томографія, тощо. Інформативним методом моніторингу стану організму, експрес- та функціональної діагностики серцево-судинної системи залишається реєстрація пульсової хвилі, про що свідчить ряд дисертацій та патентних робіт (Баєвський Р.Б., Бороноев В.В., Савицький М.М., Терехова Л.Г., Шарпан О.Б., Тимчик Г.С., Янковенко О.Д., Файнзільберг Л.С., Павлов С.В., Кожемяко В.Г., Сторчун Ю.Є, Волошина О.А., Волков В.И., Колпаков Є.В., Бакус Л.М., Затейщикова А.А., Регірер С.А., Педлі Т., Asmar R., серед молодих науковців України – Мосійчук В.С., Мужичька Н.В., Колесникова, Козловська Т.І. та ін).

Основним із найважливіших факторів є те, що великий процент смертності від серцево-судинних захворювань полягає у діагностуванні хвороби вже на пізніх стадіях її розвитку. Наприклад, поширеність артеріальної гіпертензії серед дорослого населення України становить 35% [1] і така хвороба в багатьох випадках не може бути виявленою при відвідуванні лікаря (так звана гіпертонія білого халата). Саме неперервне вимірювання артеріального тиску призводить до поліпшення прогностичного значення цієї хвороби, і виявляє велику діагностичну цінність моніторингу артеріального тиску. Також зараз, в умовах пандемії гостро постало питання потреби сучасного пристрою для вимірювання показників серцево-судинної системи в домашніх умовах. Такою інновацією є неінвазивні пристрої неперервного моніторингу артеріального тиску (*cNIBP* пристрої).

При використанні цього методу проводиться реєстрація та подальший аналіз пульсової хвилі за допомогою техніки «розвантаження» судин.

Об'єктом досліджень є серцево-судинна система та її фізіологічні параметри. Предмет роботи – методи та засоби неперервного та неінвазивного вимірювання артеріального тиску. Врахування зовнішніх артефактів руху пацієнта та включення емоційної складової у систему неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску.

Метою роботи є розвинення математичного та програмного забезпечення системи безперервного неінвазивного моніторингу тиску із подальшим урахуванням артефактів руху при реєстрації показників систолічного та діастолічного артеріальних тисків та стрес-індексу.

У відповідності до мети роботи сформовано наступні задачі:

- Обґрунтування використання методу Пенъяз *cNIBP*.
- Моделювання процесів формування артеріального тиску та розвинення пристрою *cNIBP* засобами *Matlab Simulink*.

- Розвинення функціоналу розроблених моделей впровадженням системи врахування артефактів руху та виявленням емоційної складової пацієнта.
- Удосконалення пристрою *sNIBP*.
- Розробка стартап-проекту

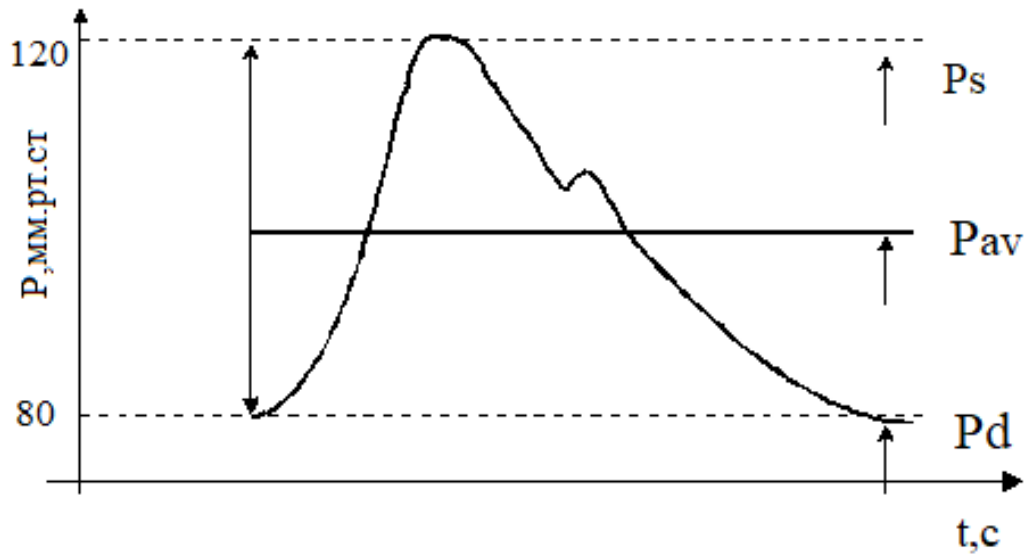
Набула подальшого розвитку проблема виявлення показника стресу в організмі при безперервному вимірюванні артеріального тиску та одночасне врахування артефактів руху пацієнта.

1 АКТУАЛЬНІСТЬ МАТЕМАТИЧНОГО ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ПАЦІЄНТА

1.1 Артеріальний тиск та методи його вимірювання

Серцевий цикл — це послідовність певних процесів, що проходять за одне скорочення серця та його подальшого розслаблення. Цикл складається з трьох стадій: систола передсердя, систола шлуночків і діастола. Термін «систола» означає скорочення м'яза. Виділяють електричну систолу — активність, що стимулює міокард і викликає механічну систолу, — безпосереднє скорочення серцевого м'яза і зменшення камер серця в об'ємі. Термін «діастола» буквально значить розслаблення м'яза. Під час серцевого циклу відбувається збільшення і зниження тиску крові, відповідно високий тиск у момент скорочення м'яза шлуночків називається систолою, а низьке під час їх розслаблення — діастолою.

З огляду на пульсуючий характер кровотоку, величина артеріального тиску виражається в певних обчислюваних і вимірюваних параметрах. Кожен з цих параметрів має своє клінічне і біофізичне значення. Найчастіше вживаними параметрами є діастолічний (P_d), систолічний (P_s) і середній (P_{av}) артеріальний тиск (АТ). На рис. 1.1 представлена крива тиску крові в аорті як залежність від часу.



P_s – Систолический артеріальний тиск, P_d – діастолічний артеріальний тиск, P_{av} – середній артеріальний тиск

Рисунок 1.1 – Графічна реєстрація артеріального тиску з основними показниками

Систоличесна хвиля характеризується різким підйомом, що зумовлене збільшенням тиску в артерії під час фази швидкого вигнання крові з лівого шлуночка.

Діастолічна хвиля характеризується мінімальним значенням тиску, що відбувається в кінці фази серцевого циклу.

Окрім рівнів АТ, є інший показник, що впливає на кінцеві результати вимірювання АТ це його варіабельність.

Під варіабельністю АТ розуміють коливання артеріального тиску з часом.

Причини виникнення варіабельності АТ можна розділити на дві групи. Перша група відображає ймовірні похибки вимірювання (оператор не достатньо кваліфікований, невиконання техніки вимірювання, несправність вимірювального пристрою). Друга група характеризує показники варіабельності, що можуть висвітлювати стан механізмів, які відповідають за

регуляцію АТ. Вони безпосередньо пов'язані з біологічною варіацією АТ [2]. Так, наприклад, показник варіабельності АТ, пов'язаний з добовим моніторингом АТ, характеризується ранковим підвищенням або зміною у нічний час.

В основу класифікації варіабельності АТ, що використовується в наш час покладені часові інтервали: короткотривалі, середньої тривалості та довготривалі.

Короткотривалі інтервали поділяються на два типи:

а) від удару до удару (переважно інвазивне вимірювання за допомогою спеціального приладу);

б) При візиті до лікаря – внутрішньо візитна.

Варіабельність середньої тривалості – це добова варіабельність АТ під час нічної і денної активності, вираховується як відношення суми добутків варіабельності дня до ночі і тривалості дня до ночі до сумарної тривалості всього дня.

Щоб діагностувати різні захворювання серцево-судинної системи, наприклад, варіабельність АТ або артеріальної гіпертензії проводиться оцінка рівня АТ. Існує кілька можливих методів оцінки рівня артеріального тиску: за клінічними результатами, отриманими під час візиту до лікаря при амбулаторному обстеженні (інвазивний метод) або за результатами добового домашнього моніторингу (неінвазивний метод).

Інвазивний метод вимірювання АТ вважається більш точним методом [3]. Він застосовується тільки в стаціонарних умовах при хірургічних втручаннях і базується на отриманні даних через введення через шкіру пацієнта артеріального катетеру(найчастіше в променеву артерію).

Цей метод має багато недоліків. Незручність та небезпечність відбувається коли пацієнти з інвазивним моніторингом АТ піддаються небезпеці розвитку важкої кровотечі у випадку від'єднання зонда, а також

можливі утворення гематоми або тромбозу в місці пункції, інфекційні ускладнення при приєднанні зонда, тощо.

Неінвазивний метод вирішує ці недоліки, бо найчастіше використовуються оклюзійні методи. Вони базуються на основному принципі, що полягає у створенні надлишкового тиску за допомогою механічного або ручного компресора. На частину тіла з кровоносною судиною накладається манжета, в яку закачується повітря. Цей тиск порушує рух потоку крові в судині, і характер цих порушень дає змогу судити про величину тиску в артерії. На практиці манжета, як правило, накладається на верхню частину руки, ближче до рівня серця, при нагнітанні повітря створюється зовнішній тиск, що стискає судину під манжетою, в результаті чого з'являються зрушення кровотоку, вимірявши які, можна знайти параметри АТ.

Оклюзійні методи діляться на дві підкатегорії: аускультативний метод Короткова та осцилометричний (з різними видами реєстрації осциляцій).

Аускультативний метод (метод Короткова)

Даний метод вимірювання артеріального на сьогодні є офіційним еталоном неінвазивного методу вимірювання АТ [4]. Коротков започаткував у 1905 році цей метод вимірювання артеріального тиску, додавши розроблений ще в 1896 році апарат Ріва-Роччі. С. Ріва-Роччі в 1896 році описав прилад, що використовується і до сьогодні, він включав ртутний манометр і манжету.

Суть цього методу базується на створенні надлишкового тиску в плечовій артерії за допомогою компресійної манжети, в результаті чого відбувається порушення потоку крові в артерії. При накладанні компресійної манжети на плече пацієнта починається вимірювання з подальшим нагнітанням повітря в манжету. Фаза компресії завершується при відсутності кровотоку в судині. По завершенні фази компресії починається фаза

декомпресії, тобто поступовий спуск повітря з компресійної манжети. Зі зменшенням тиску кров починає надходити до судини, проте рухається не ламінарним, а турбулентним потоком, в результаті виникнення таких турбулентностей починають прослуховуватися тони Короткова. При виникненні першого тону кров пробивається в судину, рівень тиску відповідає максимальному тиску крові (т.1 на рис. 1.2) в фазі систоли.



Рисунок. 1.2 – Характеристика вимірювання аускультативним методом

Останній тон, який прослуховується відповідає тиску крові в фазі діастоли, причому кровотік в судині відновлюється і рухається прямо. Рівень тиску в манжеті відповідає мінімальному кров'яному тиску (т.4. на рис. 1.2).

Незважаючи на те що даний метод є еталонним для вимірювання АТ за рекомендаціями Всесвітньої організації з охорони здоров'я та має, порівняно з осцилометричним методом, підвищену стійкість до рухів кінцівок, він використовується лише в 15% сучасних тонометрів.

До недоліків методу відносять: високу чутливість до завад і потреба в точності розташування мікрофона відносно артерії (чітка фіксація манжети на руці без можливості її зсуву під час вимірювання). Крім того, метод вимагає безпосереднього контакту стетофонендоскопа зі шкірою пацієнта, що також призводить до ще більших артефактів. Також аускультативне вимірювання АТ не забезпечує точного вимірювання при аритміях .

Серед переваг даного методу можна відзначити високу стійкість до рухів кінцівок, а також точність вимірювання при умові дотримання всіх вимог вимірювання

Осцилометричний метод

Майже в усіх автоматичних тонометрах для домашнього використання використовується осцилометричний метод (85% автоматичних тонометрів) [5].

Цей метод відрізняється від аускультативного методу тим, що для визначення параметрів АТ реєструється не звукові явища, а пульсації тиску, що виникають в манжеті через рух судинної стінки при протіканні турбулентного потоку крові через судину. Щоб визначити артеріальний тиск манжета накладається аналогічно методу Короткова, після чого в манжету нагнітається повітря (компресія) до повного припинення кров'яного потоку. Після чого починається процес відведення повітря, що називається декомпресією. Датчик тиску, який знаходиться на кінці трубки, через яку подається повітря, вимірює постійний рівень тиску в манжеті і коливання тиску. На рис. 1.3 представлений зв'язок сигналів, отриманих в фазі декомпресії за допомогою осцилометричного і аускультативного методів.

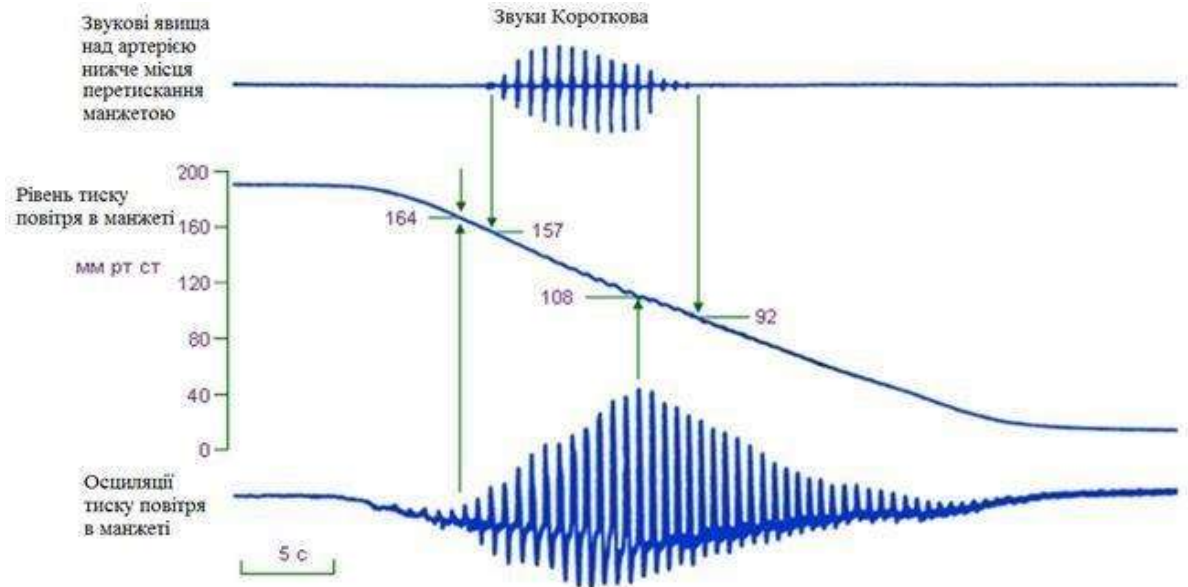


Рисунок. 1.3 – Осцилометрична та аускультативна методика

Алгоритм застосування до зміни коливань, задає значення систолічного та діастолічного АТ. Найбільш стрімке збільшення амплітуди пульсацій відповідає систолічному артеріальному тиску, а різке послаблення пульсацій - діастолічному.

Осцилометричний метод дозволяє оцінити ступінь тиску не тільки на рівні плечової артерії, але й на інших позиціях кінцівок. Це стало причиною створення великої серії професійних і побутових вимірювальних приладів з фіксацією на зап'ясті чи плечі. Спростило вимірювання рівня АТ в домашніх умовах, у дорозі, і так далі. Застосування осцилометричного методу дає можливість зменшити вплив людського фактора на процес реєстрації тиску, що дозволяє знизити похибку вимірювання.

При використанні осцилометричного методу одним з найбільш популярних є алгоритм максимальної амплітуди (АМА) [6]. Щоб визначити значення АТ за допомогою АМА треба побудувати огибаючу функцію коливань тиску в манжеті, за нею визначити максимум, який відповідає рівню середнього артеріального тиску. Далі за допомогою фіксованого порога знаходяться значення САТ і ДАТ. Щоб знайти точки САТ і ДАТ треба

помножити систолічний та діастолічний тиск на певні коефіцієнти пропорційності.

Після визначення точок САТ і ДАТ по кривій тиску в манжеті будуть знайдені значення діастолічного і систолічного тиску. Алгоритм максимальної амплітуди проілюстрований на рис 1.4.

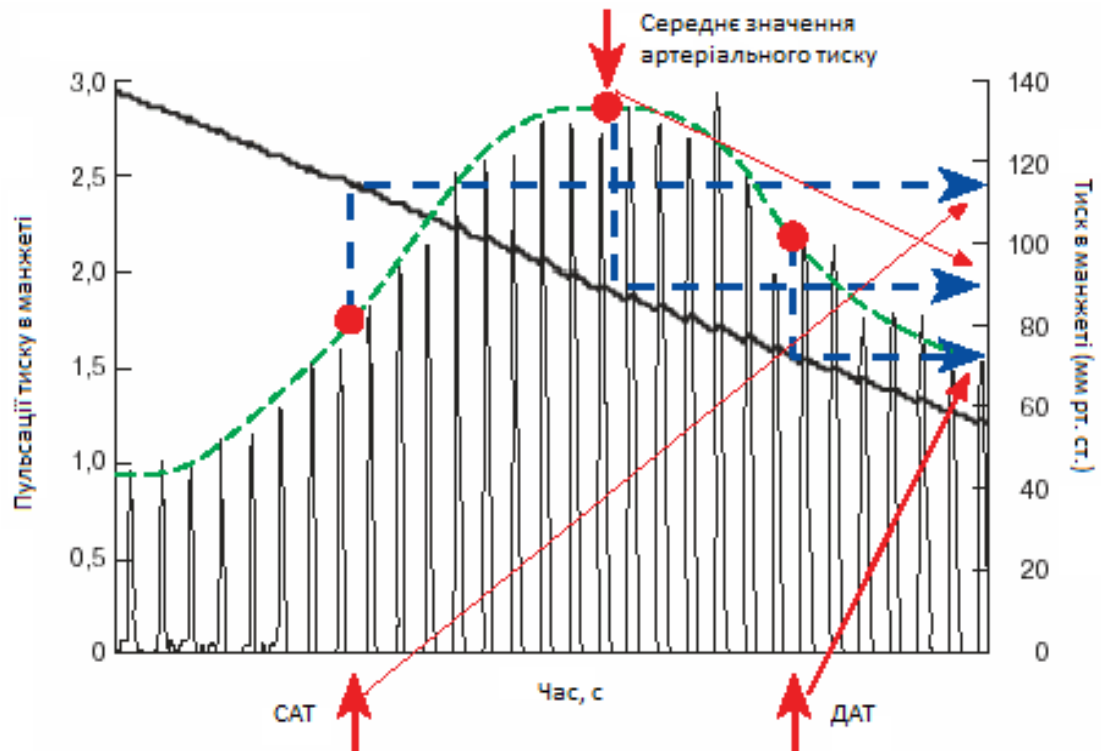


Рисунок 1.4 – Алгоритм максимальної амплітуди

Основними перевагами цього методу є:

Стійкість до шумових навантажень. Можна використовувати навіть під час високих шумових зовнішніх чинників в приміщенні, де відбувається вимірювання.

Проведення точних вимірів у випадках, коли використання аускультативного методу, є неможливим.

Можна вимірювати через тканину одягу і при цьому точність вимірювання не втрачається

Положення манжети відносно руки також можна міняти в певних рамках (поки манжета не досягає ліктьового згину) і це не вплине на вимірювання.

Серед недоліків варто зазначити, що при русі кінцівки до інформаційного сигналу додаються артефакти руху.

Також можна зазначити, що крім неінвазивного та інвазивного вимірювання АТ також існують методи непрямой оцінки його величини за допомогою комплексної обробки фізіологічних сигналів. Але, на даний момент не існує приладів, щоб могли відтворювати дані принципи і які б були сертифіковані.

1.2 Метод сNIBP

Під час обстеження пацієнтів лікарі застосовують різні методи вимірювання в залежності від умов вимірювання та поставленої задачі. Але є багато випадків, де результати вимірювання в клініці виявляються набагато гіршими ніж при домашньому моніторингу.

Це насамперед стосується пацієнтів у яких є :

- незвичайні коливання АТ під час одного або декількох візитів
- симптоми, що дозволяють запідозрити наявність епізодів гіпотонії
- виявлення реакції "білого халата" у хворих з високим або середнім ризиком серцево-судинних захворювань
- підозра на симптоматичний характер артеріальної гіпертензії
- контроль ефективності гіпотензивної терапії
- артеріальна гіпертонія, резистентна за даними традиційних вимірювань АТ, до проведеної терапії, тощо [7]

Також одноразове вимірювання в лікарні не дає повного уявлення про зміни артеріального тиску і не показує АТ залежить його від різноманітних зовнішніх факторів. При амбулаторному обстеженні значення АТ перевищують значення, виміряні вдома на 12,2 / 8,7 мм рт. ст. [8].

Позбутися від недоліків, що виникають при клінічному моніторингу артеріального тиску в кабінеті лікаря, та отримати повний результат вимірювань без негативних зовнішніх впливів, можна за допомогою добового домашнього моніторингу. У такому випадку показники артеріального тиску будуть більш точно відображати роботу ССС [9].

Найбільш популярним є домашній моніторинг АТ, так як при ньому можна безперервно контролювати варіабельність АТ в умовах, звичних для пацієнта.

Але все ж таки процедура вимірювання артеріального тиску вдома пов'язана з дискомфортом пацієнтів, наприклад, неприємних відчуттів при постійному використанні пальцевої манжети і не повинна застосовуватися без наявності об'єктивних показань. Рішення про повторне моніторування має бути обгрунтованим насамперед на підставі клінічної доцільності, однак достатніми показаннями для нього можуть стати такі фактори, як підвищена нестабільність АТ, неадекватна відповідь на терапію, несприятливий профіль факторів ризику, а також потреба особливо ретельного контролю артеріального тиску, наприклад при поєднанні артеріальної гіпертензії з діабетом, тощо [10].

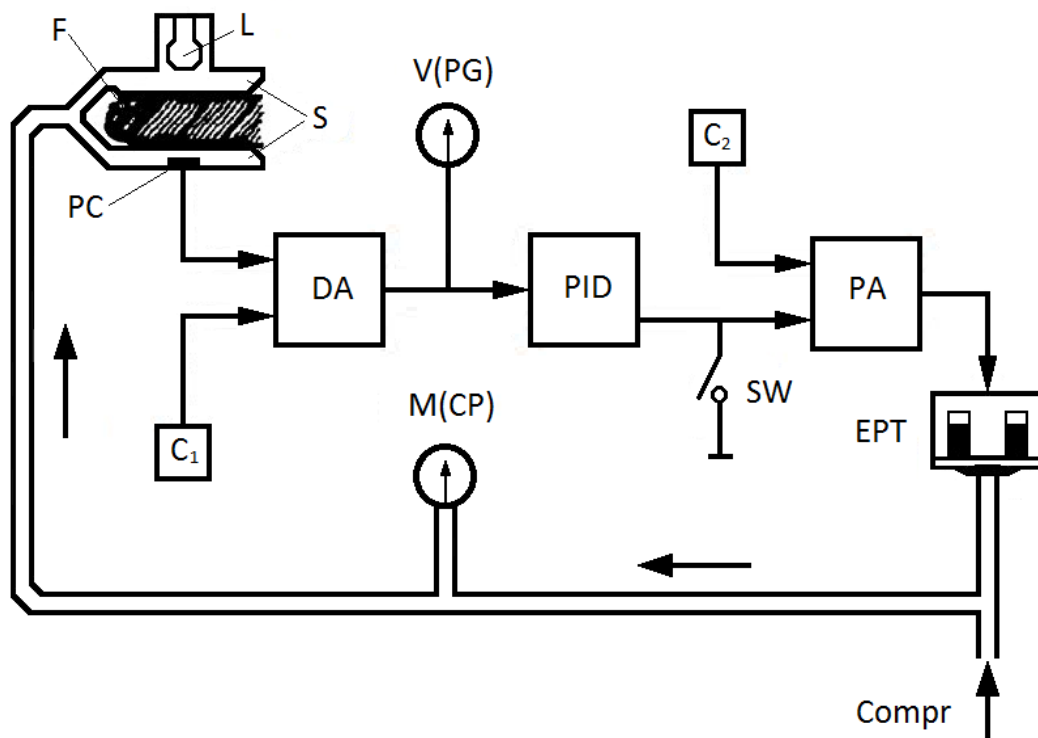
Розглянемо один з основних [11] методів неперервного неінвазивного вимірювання артеріального тиску

Пеньяз метод

Даний метод призначений для неперервного моніторингу артеріального тиску та не володіє недоліками інвазивного методу вимірювання, котрі описувались вище.

Даний метод безперервного неінвазивного моніторингу був запропонований Пенязом [12-13] в 1973 році. Базується алгоритм на методі об'ємної компенсації, який заснований на «розвантаженні стінок судин». Під «розвантаженням» станом мається на увазі стан, коли тиск поза судини дорівнює тиску всередині нього.

Основою Пеняз методу є використання одиначної електропневматичної системи управління, структурна схема якого зображена на рис 1.5.



F – палець; *L* – лампа; *PC* – фотоелемент; *S* – прозора манжета; *C₁* – середній *PC* (фотоплетизмографічний сигнал) – сигнал; *DA* – різницевий підсилювач; *PG* – плетизмографічний сигнал (ПГ); *PID* – пропорційно-інтегрально-диференціальний регулятор; *C₂* – початковий сигнал (*SetPoint*); *SW* – перемикач між відкритим і закритим контуром; *PA* – підсилювач; *EPT* – електропневматичний перетворювач.

Рисунок 1.5 – Структурна схема одиначної електропневматичної системи

Частина людського тіла з артерією (палець, зап'ястя тощо) освітлюється інфрачервоним (ІЧ) світлом. Частина цього світла поглинається пульсуючим об'ємом крові таким чином, що відбите світло стало зворотним виміром пульсуючого об'єму крові. За допомогою цих оптичних датчиків за величиною поглинання світла, відповідно до закону Бугера, можна оцінити об'єм крові чи величину пульсової хвилі спричинену розповсюдженням серцевого викиду. Сигнал, що отримується з приймача, по ланцюгу зворотного зв'язку регулює тиск в манжеті так, щоб обсяг крові в пальці був постійним і підтримувався на рівні «розвантажування» об'єму. Величина такого «розвантажування» об'єму встановлюється при калібруванні пристрою.

Умови які повинні відбуватися під час “розвантажування” наступні: PG повинна бути нульовою протягом певного проміжку часу, особливо протягом серцевого циклу через пульсуючий тиск $P_c(t)$ в манжеті. Під час систоли, коли пульсуючий об'єм крові збільшується в пальці, PID -контролер збільшує контрольну точку і тоді $P_c(t)$ збільшується, поки надлишок крові не видаляється зовнішнім тиском манжети. З іншого боку, під час діастоли об'єм крові в пальці зменшується, і в результаті PG збільшується. Таким чином, PID -контролер зменшує контрольну точку.

Тому, можна зробити висновок, що $P_c(t)$ знижується і загальний об'єм крові залишається постійним. Як об'єм крові і, таким чином, PG зберігається постійним протягом часу, різниця тиску між тиском манжети $P_c(t)$ і внутрішньо артеріальним тиском $P_a(t)$ - трансмуральним тиском $P_T(t)$ – дорівнює нулю. Тоді під час вимірювань повинні виконуватися умови (1.1) та (1.2) :

$$P_T(t) = P_c(t) - P_a(t) = 0, \quad (1.1)$$

$$P_c(t) = P_a(t), \quad (1.2)$$

Вендрік і Віерхоут [14] прийшли до висновку, що найбільш зручним місцем для цього методу є палець, але, на жаль, точність буде обмежена через стисливість тканин.

Прилади, які вже використовують метод Пенъяз мають не тільки можливість довготривалого вимірювання АТ в стаціонарних умовах, але й вимірювання у домашніх умовах (віддалений моніторинг) за допомогою портативних пристроїв. Зображення таких пристроїв наведені на рис.1.6.



Рисунок 1.6 – Прилади для вимірювання АТ у умовах стаціонару(а) та в домашніх умовах (б)

1.3 Нервова система людини та методи оцінки її зв'язку з серцево-судинною системою

Велика роль в життєдіяльності організму віддається вісцеральній, або сенсорній системі. Вона обробляє зміни внутрішнього середовища організму і постачає центральній і вегетативній нервовій системі ту інформацію, яку необхідно подати для рефлекторної регуляції роботи всіх внутрішніх органів.

Вегетативна нервова система — частина нервової системи, що зв'язує внутрішні органи, їх кровопостачання і трофіку, гладкі м'язи, залози внутрішньої секреції та серце, шкіру, а також підтримує сталість внутрішнього середовища всього організму. ВНС не підконтрольна свідомості, на відміну від соматичної нервової системи, яка регулює аферентні та еферентні зв'язки організму із зовнішнім середовищем. Анатомічно ВНС представлена ядрами сірої речовини, нервовими шляхами і скупченнями нервових вузлів (гангліями). У ній розрізняють парасимпатичну й симпатичну нервові системи.

В більшості структур центральної нервової системи (ЦНС) відбувається скупчення нейронів, стимуляція яких викликає певні зміни в регуляції системи кровообігу, а певні області з цих структур майже повністю контролюють діяльність серцево судинної системи (ССС) [15]. Тобто автономія СССР ілюзорна, на неї діють парасимпатична та симпатична нервові системи, які привносять значні зміни в роботі всієї СССР.

Щоб в певній мірі оцінити стан механізмів регуляції фізіологічних функцій в організмі людини використовують аналіз варіабельності серцевого ритму (ВСР). Згідно сучасних поглядів ВСР — це нерівномірність частоти серцевих скорочень, яка обумовлена впливом на неї різноманітних регуляторних процесів в організмі [16].

Однією з необхідних умов існування автоколивальної системи є наявність певного джерела енергії для забезпечення циклічних змін [17]. Суть ВСР базується на принципі випадкових змін інтервалів між серцевими скороченнями. Також ВСР можуть тлумачити як зміну параметрів серцево судинної системи у відповідь на певний зовнішній вплив.

Динамічний ряд кардіоінтервалів може аналізуватися і інспектуватися на основі використання різних науково-теоретичних концепцій. Прикладом може слугувати огляд зміни серцевого ритму у зв'язку з адаптаційним відгуком цілісного організму, як прояв різних стадій універсального адаптаційного синдрому [18]. Інша концепція полягає в вимірі коливань тривалості кардіоінтервалів, як результат впливу багатоконтурної, ієрархічно організованої багаторівневої системи управління фізіологічними функціями організму. Цей підхід заснований на двох положеннях:

Біологічна кібернетика Баєвського [19] зазначає: “Суть процесів регуляції полягає в безперервному обміні інформацією між контурами управління, які мають певні часові характеристики. Необхідною умовою формування керуючих сигналів є наявність достатнього часового інтервалу для прийому та переробки інформації, що надходить з нижчих рівнів. Цей інтервал залежить від об'єму інформації, що надходить, від кількості елементів, які контролюються та керуються даним регуляторним механізмом. Чим вищий рівень регуляції (керування), тим більше різних рівнів (елементів) він повинен контролювати, тим більший інтервал часу необхідний для вироблення керуючих сигналів”.

Тобто, основною ідеєю є те, що підпорядкування фізіологічними процесами повинно здійснюватися у коливальному режимі та період цих коливань повинен залежати від рівня керування.

Фізіологічні функції і їх коливання підтримують стійкість основних цінних констант організму. Перший загальний принцип формування захисних пристосувань організму сформульований так: «регуляція життєвих процесів базується на наявності ряду постійних життєво важливих факторів організму, причому ця постійність захищається широко мінливими пристосувальними процесами самого організму». Другий принцип такий: «чим менший діапазон відхилення певної константи організму, тим більше вона слугує для суворого підтримання адекватної для неї функції. І, навпаки, чим більш пластичні

константи організму, тим більшій кількості інших функцій слугує їх відхилення в якості пристосувального фактора» [20].

Захисні пристосування виникають в такій мірі, що випереджають наростання факторів відхилення. Отже, це приводить до більшої кількості коливань фізіологічних функцій. А зміни показників варіабельності серцевого ритму можна вважати зумовленими формуванням різних функціональних систем, що відповідають необхідному на даний момент результату.

Методи аналізу варіабельності серцевого ритму

Статистичні методи

Ці методи базуються на кількісній оцінці ВСР за проміжок часу, який має досліджуватися. При цьому кардіограма розглядається як сукупність послідовних проміжків – *NN*-інтервалів.

Основними показниками динамічного ряду кардіоінтервалів є:

SD - середньоквадратичне відхилення (виражається в мс);

SDNN - стандартне відхилення *NN* інтервалів (аналог *SD*). Сумарний показник варіабельності величин інтервалів *NN* за весь аналізований період (*NN* - означає ряд нормальних інтервалів «*normal to normal*» з виключенням екстрасистол);

SDANN - стандартне відхилення середніх значень *SDNN* з 5 хвилинних сегментів для записів середньої тривалості, багатогодинних або 24-х годинних записів. Подібним же чином можуть позначатися і стандартні відхилення середніх значень інших показників;

RMSSD - квадратний корінь з суми квадратів різниці величин послідовних пар інтервалів *NN* (нормальних інтервалів *RR*);

NN50 - кількість пар послідовних інтервалів *NN*, що розрізняються більш, ніж на 50 мілісекунд, отримане за весь період запису;

$PNN50$ (%) - відсоток $NN50$ від загальної кількості послідовних пар інтервалів, що розрізняються більш, ніж на 50 мілісекунд, отримане за весь період запису;

CV - коефіцієнт варіації. Він зручний для практичного використання, тому що являє собою нормовану оцінку SD (1.3);

$$CV = \frac{SD}{M} \cdot 100\% , \quad (1.3)$$

де M - середнє значення інтервалів RR ;

Геометричні методи (варіаційна пульсометрія)

Варіаційної пульсометрія вивчає закон розподілу кардіоінтервалів як випадкових величин. Будується варіаційна крива (або гістограма) (рис.1.7) і визначаються її основні характеристики: M_0 (мода), AM_0 (амплітуда моди), ΔX (варіаційний розмах). Мода більш значуща при врахуванні у динамічному ряді значення кардіоінтервалу. При нормальному розподілі і високої стаціонарності досліджуваного процесу M_0 мало відрізняється від математичного очікування (M). AM_0 - (амплітуда моди) - це число кардіоінтервалів, що відповідають значенням моди і вимірюється у %. Варіаційний розмах ΔX відображає (формула (1.4)) певний ступінь варіативності показників кардіоінтервалів в досліджуваному динамічному ряду. Він обчислюється по різниці максимального (\max) і мінімального (\min) значень кардіоінтервалів.

$$\Delta X = X_{\max} - X_{\min} , \quad (1.4)$$

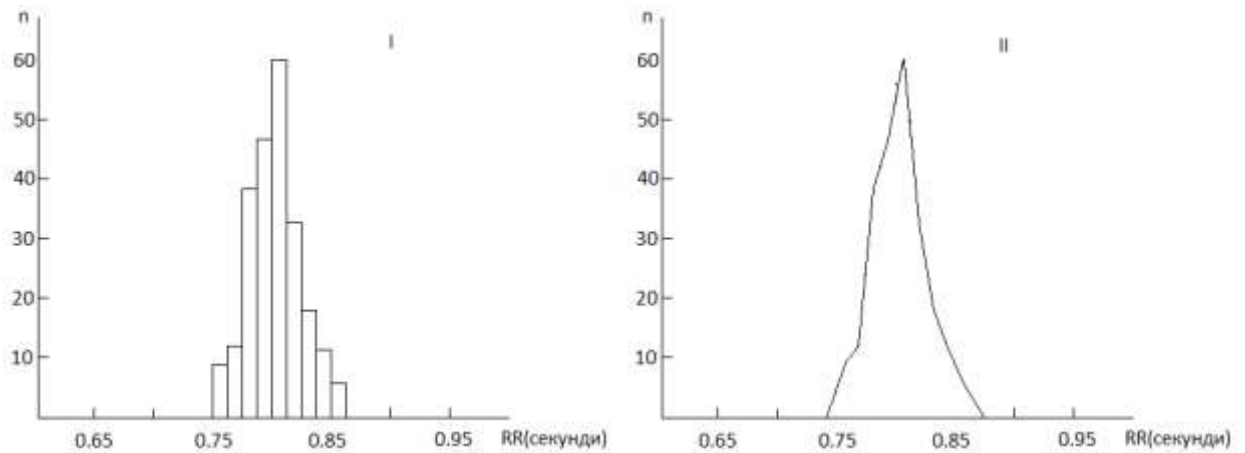


Рисунок 1.7 – I – гістограма; II – варіаційна пульсограма

Гістограми будуються з певним підходом, що становить угруповання кардіоінтервалів в від 400 до 1300 мс. з інтервалом в 50 мс. Таким чином, виділяються 20 стійких діапазонів тривалості кардіоінтервалів, що дозволяє порівнювати варіаційні пульсограми, отримані різними дослідниками і на різних групах досліджень. При цьому обсяг вибірки, в якій проводиться групування і побудова варіаційної пульсограми, також стандартний - 5 хвилин.

Автокореляційний аналіз

Обчислення і побудова автокореляційної функції динамічного ряду кардіоінтервалів спрямована як і у варіаційній пульсометрії, тобто на випадковий процес. Автокореляційна функція є графіком динаміки коефіцієнтів кореляції, одержуваних при послідовному зсуві аналізованого динамічного ряду на одне число по відношенню до свого власного ряду.

Чим більш виражені дихальні хвилі після першого зсуву на одне значення коефіцієнт кореляції тим менше одиниці (рис. 1.8 (1)).

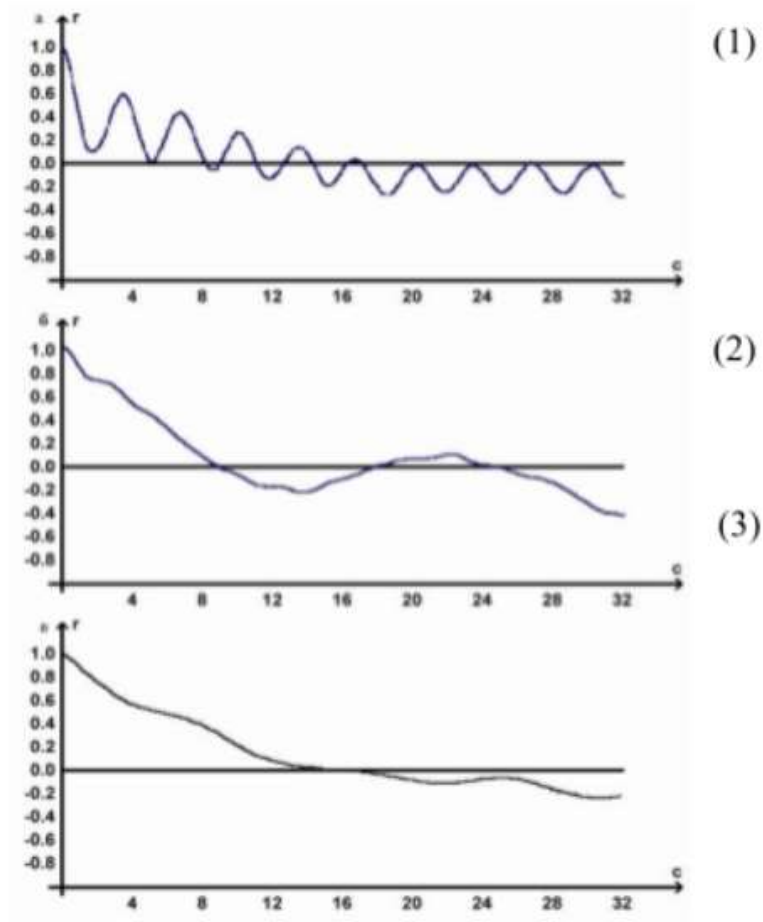


Рисунок 1.8. – Зразки автокоррелограмм з вираженими дихальними хвилями (1), з переважанням повільних (2) і дуже повільних (3) хвиль

Кореляційна ритмографія

Цей спосіб оцінки ВСР відноситься до методів нелінійного аналізу і є корисним для випадків, де на тлі монотонності ритму зустрічаються рідкісні і випадкові порушення. Кореляційна ритмографія полягає в графічному відображенні послідовних пар кардіоінтервалів (попереднього і наступного) на двомірній координатній площині. Графік і область точок, отриманих таким чином (плями Пуанкаре або Лоренца), називаються скатерограмою (рис. 1.9).

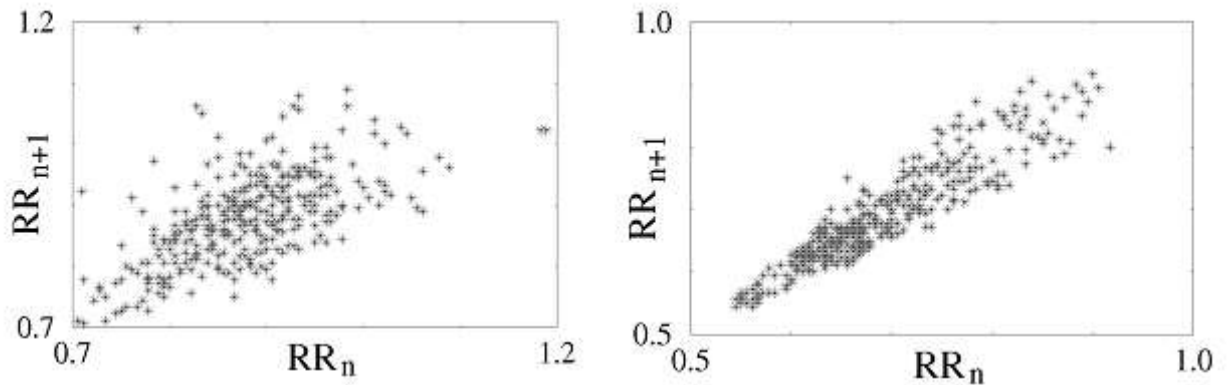


Рисунок 1.9 – Зразки скатерограм

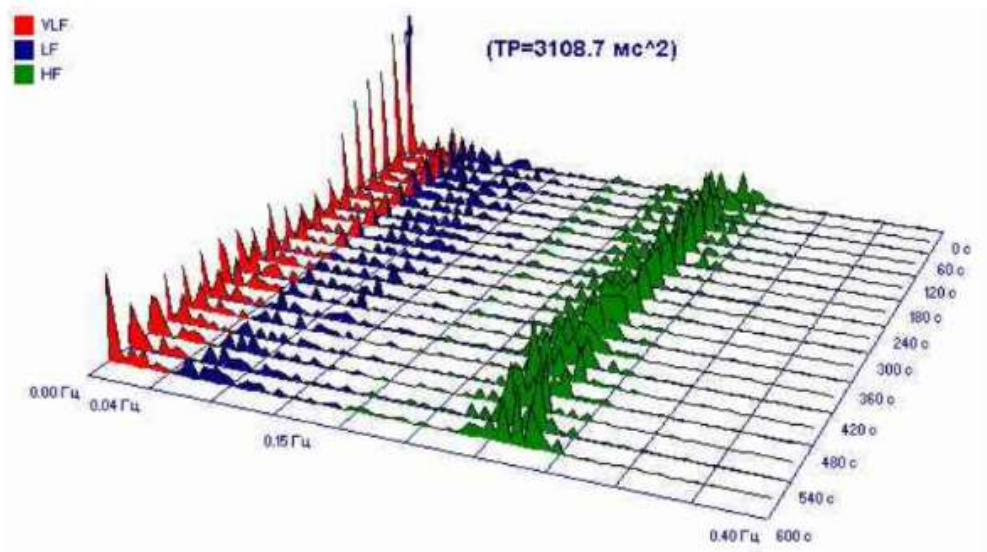
Графік побудови скатерограмми характеризується утворенням сукупності точок, центр яких розташовується на бісектрисі. Величина відхилення точки від бісектриси вправо показує, наскільки дана тривалість RR -інтервалу довша від попереднього, а вліво – коротша.

Спектральний метод

Аналіз ВСР за спектральними методами набули на сьогоднішній час популярність. Спектральної щільності потужності коливань дає інформацію про розподіл потужності в залежності від частоти коливань.

Розрізняють параметричні і непараметричні методи спектрального аналізу. Параметричний метод - це авторегресійний аналіз, а непараметричний - швидке перетворення Фур'є (ШПФ) і періодограмний аналіз.

Різні хвилі, які ми бачимо на рис. 1.10 є спектральними компонентами, а ТР – відображає сумарний ефект впливу на серцевий ритм всіх рівнів регуляції.



TP – загальна потужність спектра
Рисунок 1.10 – Спектрограма здорової людини.

У західній літературі ці спектральні компоненти отримали певні назви високочастотних (*High Frequency – HF*), низькочастотних (*Low Frequency – LF*) і дуже низькочастотних (*Very Low Frequency – VLF*).

Нервова система безпосередньо пов'язана з емоційним станом організму. Для подальшого аналізу впливу нервової системи на серцево-судинну слід також визначити, які емоції та як можуть впливати на цей зв'язок.

Математичне відображення стресс індексу в системі за допомогою класифікації емоцій

Існує певна класифікація емоцій. Ці набори групують той простір емоцій, з якого можуть бути отримані всі інші емоції. Наприклад, основний набір, запропонований Пол Екманом, включає в себе страх, гнів, огиду, смуток і насолоду, а іноді й здивування [21].

Експерименти, які базуються на розпізнаванні емоцій, границі, що дозволяють виміряти відмінності між емоціями за деякими показниками

подібності, забезпечують гнучкість у розробці цих експериментів і розширюють уявлення про помилки в неправильній класифікації.

Класифікації, що підтримують метрики подібності, включають збудження-валентність, які використовується Лангом [22], і об'ємну модель, запропоновану Расселом (рис 1.11) .

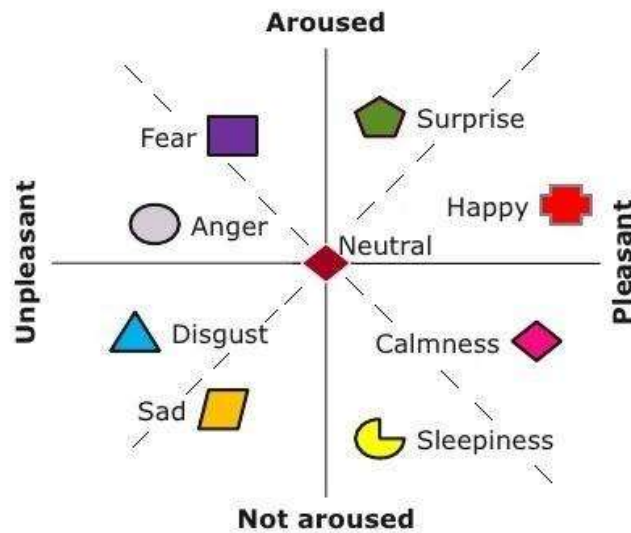


Рисунок 1.11 – Об'ємна модель емоцій Рассела

Кругова модель емоцій ділить простір емоцій на коло з чотирма радіальними осями, розташованими з рівномірними інтервалами. До них відносяться протилежні пари, такі як збудження і депресія, збудження і сонливість, насолода і страждання, тощо так і схожі за своєю природою емоції такі як депресія та сонливість або насолода та задоволення [23].

Простір збудження-валентності подібний до об'ємної моделі, за винятком того, що позначені тільки дві осі, осі збудження, від спокою до збудженого стану і валентної осі від негативного до позитивного емоційного стану. Ця модель зображена на рис. 1.12.

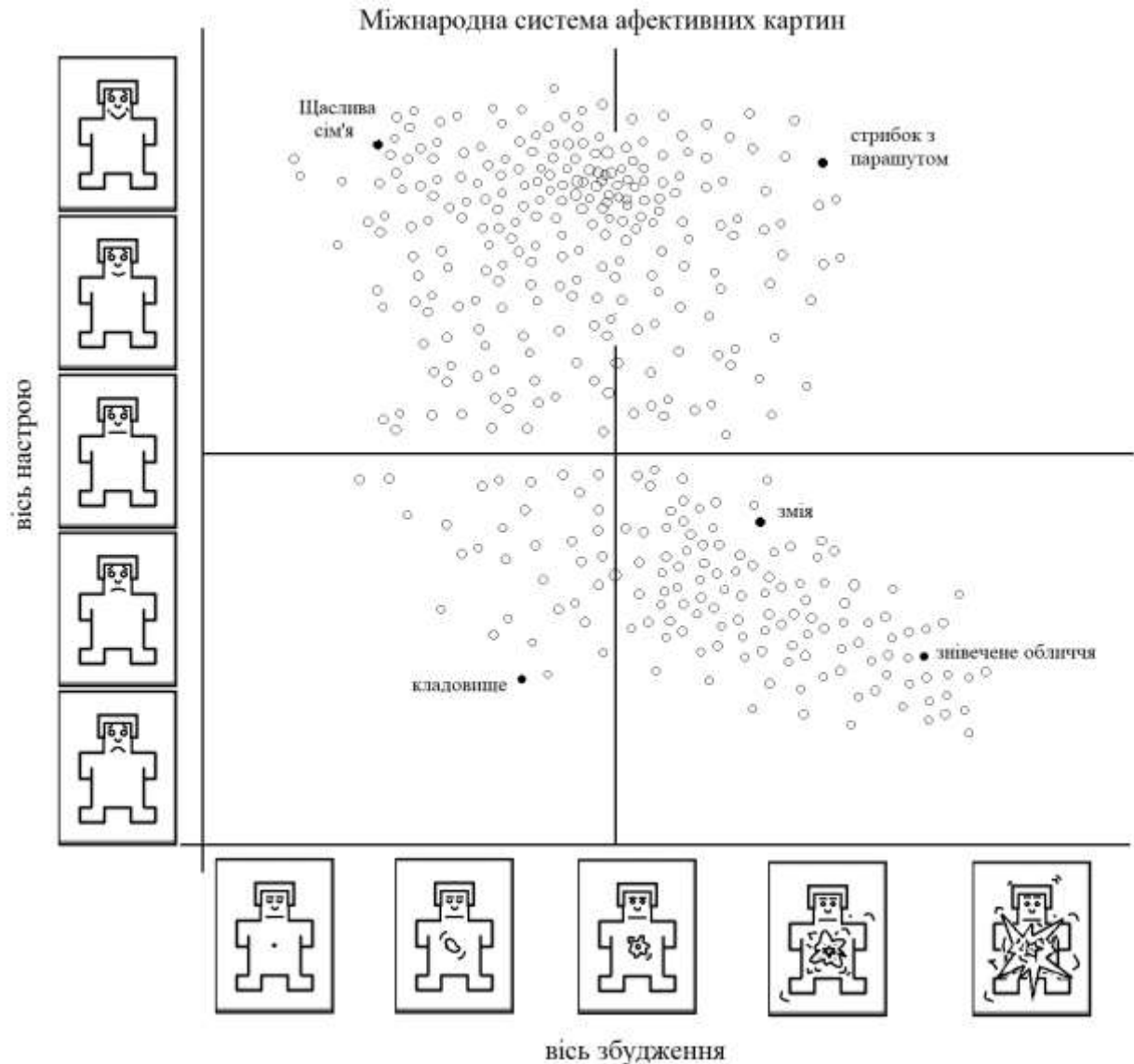


Рисунок 1.12 – Простір збудження-валентності

Збудження-сонливість і осі страждання-насолюда в круговій моделі схожі на збудження і валентні осі в моделі Пітера Ланга. Якщо ці дві осі узгоджуються між моделями, то результуючі простори подібні одна до одної. Практична перевага простору збудження-валентності полягає в тому, що вона дозволяє простим способом оцінити пацієнту, як він себе відчув. Також цей спосіб легко піддається кількісній оцінці.

Нервові стреси та негативні сплески значно впливають на розвиток порушень діяльності серця і судин (ішемічної хвороби серця, інфаркту міокарда, тощо).

Останнім часом розлади центральної нервової системи стають головною загрозою здоров'я жителів всієї землі. Нескінченне зростання потоку інформації, напружений темп життя, хиткий стан соціальної та фінансової драбини – все це виснажує нервову систему сучасної людини.

Шкідливий вплив на стан ССС надають довготривалі або часто повторювані негативні емоції - гнів, ревності, заздрість, страх, тощо. Ці емоції, супроводжуються справжньою «вегетативної бурєю»: в крові стрімко зростає кількість адреналіну, пришвидшується серцебиття, мобілізуються енергетичні ресурси, що готові в будь-який момент долати труднощі, що викликають даний емоційний стан.

Найбільшого впливу на серцево-судинну систему надає показник стресу. Під час стресу значно перебудовується гормональний фон людини [24]. У кров викидаються речовини, які є каталізаторами різкого зменшення об'єму периферичних судин.

Електрофізіологічні параметри людини є одними із найефективніших способів для дослідження рівня психоемоційного стресу людини. Один із таких показників є широко використовуваний індекс напруги за Баєвським (1.5) [25].

$$SI = \frac{AM_0 \cdot 100\%}{2M_0 \cdot \Delta X}, \quad (1.5)$$

де M_0 - мода вибірки,

AM_0 - амплітуда моди,

ΔX - варіаційний розмах

Формула для визначення стресу виходить з оцінки варіабельності серцевого ритму. Щоб визначити стрес-індекс потрібно скористатися методом варіаційної пульсометрії.

Цей показник суттєво впливає на стан судин, під час стресу активується симпатична нервова система та відбувається звуження судин [26].

Кількісна оцінка величин стресс-індексу

30-120 умовних одиниць(у.о.) вказує на спокійний стан людини.

120-250 у.о., це вже людина почувається некомфортно. Вона може пригнітити їх, однак ціною великих енерговитрат.

250-400 у.о. стрес призводить до різних функціональних розладів.

400-800 у.о. відбувається ризик не тільки короточасних функціональних розладів, а також певних порушень роботи органів людини.

При величині індексу 800 одиниць і вище починає проявлятися ішемія міокарда (інфаркту).

Зазначимо, що на підставі виключно оцінки індексу стрес-індексу не можна робити висновків про наявність даної патології, говориться тільки про значні ризики його розвитку.

1.4 Фізіологічні завади, що призводять до похибок вимірювань або унеможлиблюють їх.

Реєстрація пульсової хвилі за допомогою будь-яких сенсорів або приладів не відбувається без спотворення основного інформаційного сигналу різноманітними шумами. Характер походження таких завад може бути абсолютно різний, наприклад при вимірюванні АТ спростерігається такі явища, яке називають феноменами. Серед них розрізняють аускультативний провал, нескінченний тон та парадоксальний пульс.

Нескінченний тон може проявлятися в тому, що навіть при зменшенні сили здавлювання манжети, тобто після падіння тиску в манжеті нижче діастолічного все одно реєструються тони Короткова. Тобто, якщо спостерігається нескінченний тон, то виникає проблема визначення нижнього тиску адже оклюзії немає. Такий феномен спостерігається у хворих з деякими судинними ураженнями. Вважається [27], що джерело тонів - це саме перетиснута ділянка артерії і що амплітуда тонів максимальна у нижнього за течією краю манжети.

Аускультативний провал. Це феномен, при якому тони втрачають повністю свою інтенсивність після прослуховування систолічного тиску а потім поновлюються, тільки якщо послабити тиск у манжеті. Цей феномен ускладнює визначення верхньої межі і призводить до суттєвих похибок вимірювання діастолічного тиску. Дослідження [28], що мало на меті оцінити клінічне значення аускультативного провалу показало, що феномен АП пов'язаний не з індивідуальними особливостями тонів Короткова, а зі справжніми, в основному дихальними коливаннями систолічного артеріального тиску, і виникає тільки в тому випадку, коли зміна САТ від скорочення до скорочення серця перевищує величину зниження тиску в манжеті за цей час.

Парадоксальний пульс. Феномен, при якому на вдиху зникають звуки Короткова, а на видиху з'являються. Такі відхилення свідчать насамперед про захворювання легенів або серцево-судинної системи.

Але найголовнішими завадами, що спотворюють сигнал є завади зовнішнього характеру. Для неперервного неінвазивного моніторингу основною проблемою є оклюзія кінцівок – це явище відбувається під час довгого і частого вимірювання артеріального тиску. Воно може призводити до набряку кінцівок таких яабо навіть застою крові. Але що також дуже важливо оклюзія може призводити до непокоєння пацієнта тим самим збільшуючи його стресс.

Також, звичайно, треба зазначити, що при довготривалому вимірюванні артеріального тиску пацієнт потребує фізичної активності в більшій або меншій степені. Тому основними артефактами руху тут будуть звичайно зміни положення руки відносно серця. Це означає, що людина може займатися фізичними вправами, підніматися вгору або вниз. Фізична активність може бути різною, але зважаючи на те, що неперервне неінвазивне моніторування проводиться або під час виявлення хвороби людини або перед та після операцій переважно пов'язаних з серцево судинною системою, то термін фізична активність звичайно можна спростити до поняття легка ходьба або фізичні вправи без важкого навантаження на серце.

1.5 Вплив артефактів руху на параметри cNIBP

При вимірюванні cNIBP зазвичай використовується ЕКГ та фотоплетизмограма (ФГ). Артефакти руху завдають великі спотворення в сигналах ФГ. На графіку (рис. 11) показано, як параметри часової області, такі як амплітуда пульсової хвилі, довжина пульсової хвилі, різниця між піками або долинами, різниця глибини долин та різниця висоти піків сильно спотворюються при впливі артефактів руху.

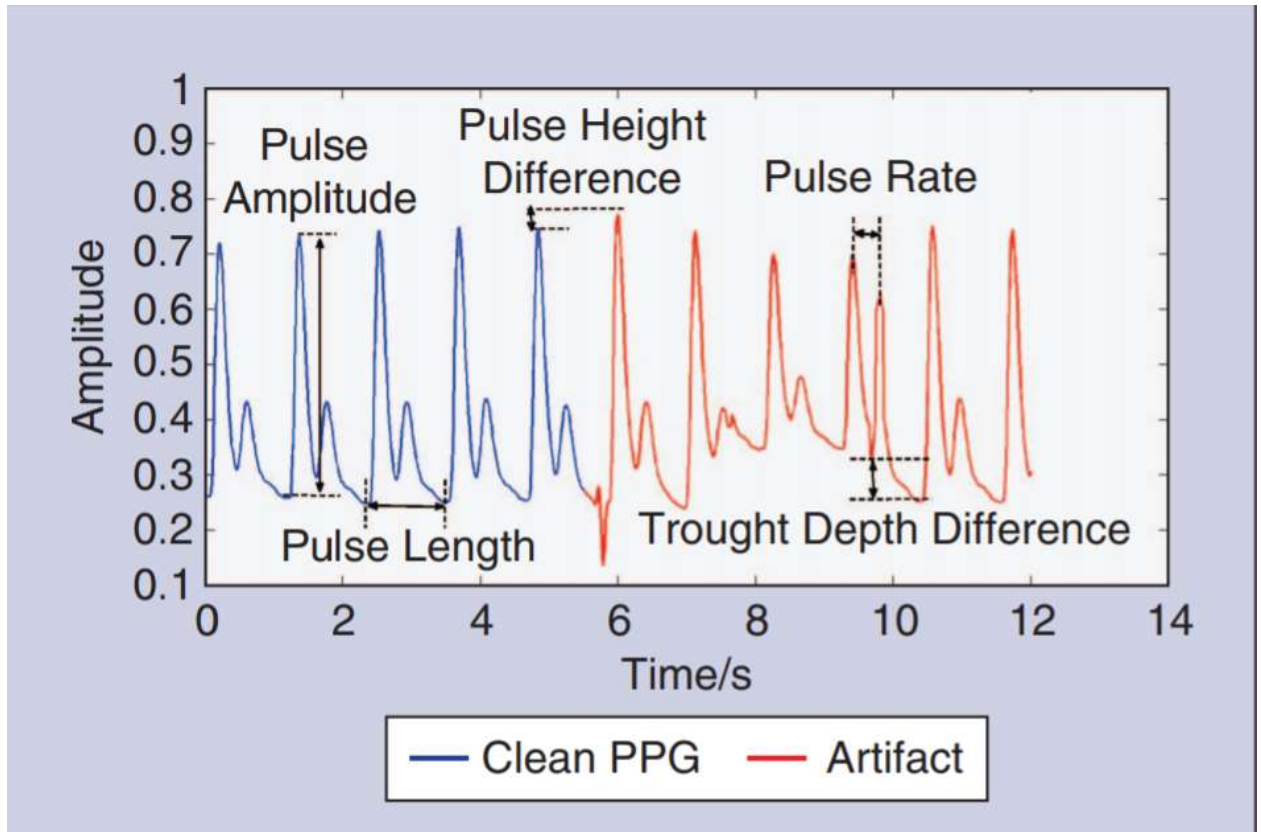


Рис.10 Особливості часової області ефектів сигналу PPG та артефактів руху

Високочастотні компоненти артефактів руху можна видалити за допомогою 5Гц низькочастотного фільтру [29], але внутрішньосмугові артефакти не можуть бути видаленими простим фільтром.

Коли пацієнт носить датчик вимірювання артеріального тиску на основі фотоплетизмограми, то зміна товщини тканини навколо датчика частоти скорочень, що і призводить до рухових завад, отже частотна складова артефактів руху залежить від зміни положення датчика щодо шкіри пацієнта [30]. Коли людина знаходиться у стані спокою частотна складова артефактів руху набагато нижча ніж у частоти серцевих скорочень, але коли пацієнт починає активно рухати кінцівками, то сигнал частоти серцевих скорочень істотно спотворюється.

Спотворення компонент фотоплетизмограми та відповідно об'єму крові призводить до спотворення вимірювання систолічного і діастолічного тиску.

1.6 Висновки до розділу 1

Для питання актуальності математичного та програмного забезпечення з метою вимірювання артеріального тиску було проаналізовано інформацію :

Методи вимірювання артеріального тиску.

З усіх методів вимірювання артеріального тиску обрано осцилометричний та Пенъяз. Ці методи є найбільш пристосованими до неперервного неінвазивного вимірювання артеріального тиску, адже вони дають можливість зменшити вплив людського фактора на процес реєстрації тиску, що дозволяє знизити похибку вимірювання.

Основні характеристики нервової системи та її зв'язок з серцево-судинною системою

Проаналізувавши різні класифікації емоцій у людини, встановлено, що стрес є найбільш яскраво вираженою негативною емоцією, що несе деструктивний вплив на стан здоров'я пацієнта, та його серцево-судинну систему. В якості емоційної складової буде використовуватися стрес-індекс по Баєвському, який найбільш повно описує поведінку серцево-судинної системи під час стресової ситуації. Щоб оцінити індекс Баєвського в моделі потрібно врахувати варіабельність серцевого ритму. Після аналізу методів ВСР було вирішено скористуватися методом варіаційної пульсометрії.

Артефакти руху та емоційна складова

Одним із основних критеріїв неперервного вимірювання артеріального тиску є моніторинг під час фізичної активності, наприклад такої як активні фізичні вправи чи просто спокійна ходьба. При неперервному вимірюванні фізична активність пацієнта становить велику роль, але водночас є найбільшою завадою у вимірюванні артеріального тиску пацієнта.

Отже користуючись цією інформацією можна сказати, що створення математичного та програмного забезпечення для вимірювання артеріального тиску є актуальним і несе певні вимоги до його реалізації.

По-перше це забезпечення необтяжливого і довготривалого моніторингу без погіршення точності результатів вимірювання. По-друге, алгоритм для вимірювання АТ повинен реєструвати зміни емоційного стану та забезпечувати завадостійкість від артефактів руху.

2 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ФОРМУВАННЯ СИГНАЛУ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ ПРИ ВИМІРЮВАННІ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ЗА ДОПОМОГОЮ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ MATLAB SIMULINK

2.1 Математичний опис фізіологічних процесів розповсюдження пульсової хвилі

Розробка математичної моделі пульсової хвилі

Основа створення математичної моделі пульсової хвилі складає опис процесу формування біосигналу артеріальної пульсації в периферичних судинах пальця руки [31]. Математичну модель залежності артеріального тиску від часу можна представити у вигляді суми двох гармонічних коливань, що відповідає більшості сучасних уявлень про структуру пульсової хвилі (рис. 2.1) [32, 33].

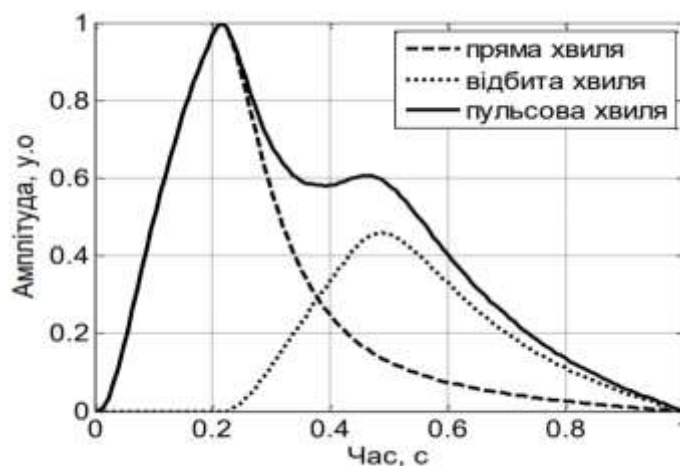


Рисунок 2.1 – Компоненти пульсової хвилі

Для спрощення використаємо гармонічний сигнал, що являє собою суму падаючої та відбитої хвилі кров'яного потоку в артерії (2.1):

$$P_a(t) = P_0 \cdot [1 + C_1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) + C_2 \cdot \sin(4 \cdot \pi \cdot f \cdot t)], \quad (2.1)$$

де $P_a(t)$ – артеріальний тиск,

f – частота серцевих скорочень,

C_1, C_2 – певні коефіцієнти,

P_0 – середнє значення артеріального тиску

Потрібно відзначити, що вирази (2.2) та (2.3) описують пряму та відбиту хвилі кров'яного потоку

$$C_1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) \quad (2.2)$$

$$C_2 \cdot \sin(4 \cdot \pi \cdot f \cdot t) \quad (2.3)$$

Розробка математичної моделі об'єму судин (“модель манжета – м'які тканини кінцівки – артерія”)

Щоб відобразити реальний сигнал пульсацій пацієнта треба врахувати також характеристику зміни об'єму артерії.

Згідно з [34] артерії мають форму еластичної циліндричної трубки, які на відміну від вен можуть активно скорочуватись.

На рис 2.2. по осі абсцис відкладено надлишковий тиск, тобто різницю АТ і зовнішнього тиску (тиску манжети), що впливає на артерію через товщу м'яких тканин, по осі ординат – об'єм артерії. Можливо зазначити таке припущення, що пружні властивості артерії виявляються лише при позитивних значеннях надлишкового тиску. При негативних показниках надлишкового тиску судина легко перетискається, а її внутрішній обсяг зменшується до нуля вже при обмеженому негативному надмірному тиску.

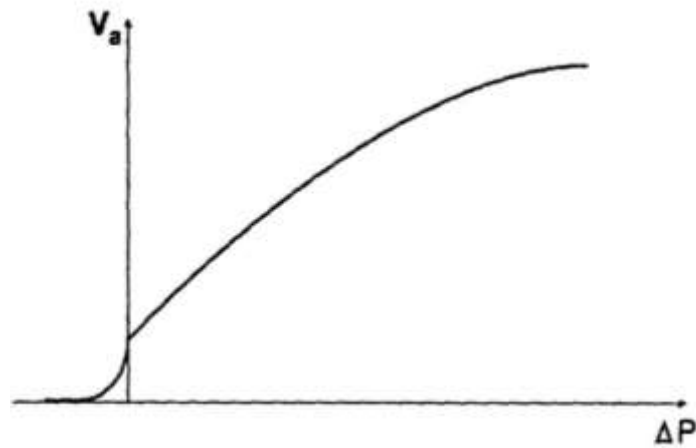


Рисунок 2.2 – Крива залежності об'ємного розширення артерії від надлишкового тиску

Залежність об'єму м'яких тканин під манжетою від тиску можна виразити за формулою (2.4)

$$V_{MT}(P_{MT}) = V_{MT0} - \Delta V_{M \max} \left(1 - e^{-\frac{P_{MT}}{P_c}} \right), \quad (2.4)$$

де $\Delta V_{M \max}$ – зменшення об'єму м'яких тканин при максимальному впливі $P_{k \max}$ зовнішнього тиску (після цього значення процес зменшення об'єму м'яких тканин практично припиняється)

P_c – аналог того, що називається постійною часу, коли експоненційний процес розвивається у часі (практично $P_m \approx 100$ мм. рт. ст)

V_{MT0} – початковий об'єм м'яких тканин під манжетою.

Функція $P_{MT}(V_{MT})$, обернена по відношенню до функції $V_{MT}(P_{MT})$, знаходиться наступним чином:

$$P_{MT} = P_c \left[\ln(\Delta V_{M \max}) - \ln(V_{MT} - V_{MT0} + \Delta V_{M \max}) \right], \quad (2.5)$$

Робимо висновок, що за допомогою цієї функції тиск в м'яких тканинах змінюється під дією пульсуючої артерії. Для цього, щоб у рівнянні (2.5) врахувати складову, обумовлену пульсаціями артерії, необхідно під знак другого логарифму ввести відповідний доданок, що має вигляд, який зображено на рис. 2.2 [35, 36]:

$$V_a \{P_a(t) - P_{MT}(t)\} = \begin{cases} V_{a0} + m \cdot \Delta P, \Delta P > 0 \\ V_{a0} \cdot \exp\left(\frac{\Delta P}{\Delta P_\tau}\right), \Delta P < 0 \end{cases}, \quad (2.6)$$

де V_{a0} – початковий об'єм артерії (при $\Delta P = 0$)

m – постійний коефіцієнт,

ΔP_τ має такий само сенс, що й параметр P_c в рівнянні (2.4), тобто це параметр, що характеризує крутизну спаду об'єму артерії в області від'ємних значень надлишкового тиску.

Саме цей сигнал $V_a(\Delta P)$ і несе в собі сенс плетизмограми і може бути використаним як керуючий, необхідний сигнал для системи керування тиском в манжеті для Пенъяз методу. Тому цей сигнал є необхідним для моделювання кровоносної системи людини.

Врахування статичного тиску руки в запропонованій моделі

Як було раніше зазначено в розділі 1, при вимірюванні тиску за допомогою методу Пенъяз, при розміщенні манжети на пальці, вимірювання міститимуть постійну похибку, що обумовлена наявністю статичного тиску

кров'яного стовпа руки. Ця похибка може сягати 50 мм рт. ст. що може спричинити значні труднощі при діагностуванні захворювання. Для врахування її в моделі, слід модифікувати формулу 2.1 додавши до неї складову $\Delta P(t)$, спричинену рухом руки:

$$P_a(t) = P_0 \cdot [1 + C_1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) + C_2 \cdot \sin(4 \cdot \pi \cdot f \cdot t)] + \Delta P(t), \quad (2.7)$$

де $\Delta P(t)$ – статичний тиск кров'яного стовпа руки, що розраховується за формулою

$$\Delta P(t) = \rho \cdot g \cdot \Delta h(t), \quad (2.8)$$

де $\Delta h(t)$ - проекція на вісь Z відстані від точки вимірювання (пальця) до серця

Тоді залежність, з урахуванням статичного тиску кров'яного стовпа руки

$$P_a(t) = P_0 \cdot [1 + C_1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) + C_2 \cdot \sin(4 \cdot \pi \cdot f \cdot t)] + \rho \cdot g \cdot \Delta h(t), \quad (2.9)$$

2.2 Реалізація математичної моделі в програмному середовищі Simulink

Побудуємо у середовищі *Simulink* програмної системи *MATLAB* імітаційну модель з урахуванням залежності об'єму артерії від артеріального тиску (рис. 2.3).

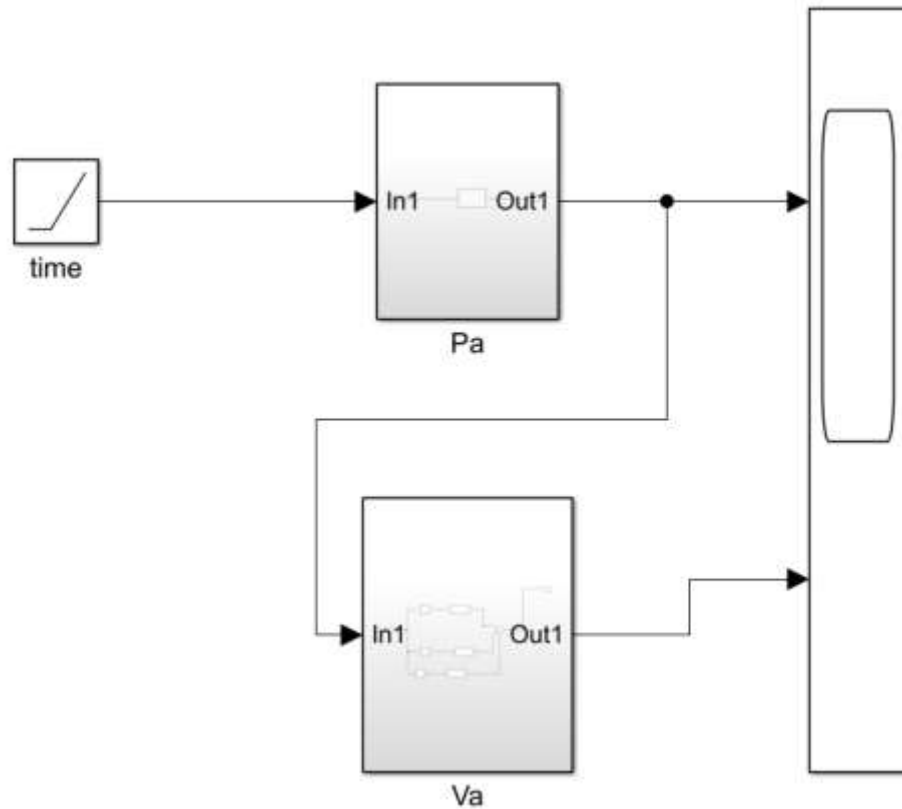


Рисунок 2.3 – Спрощена модель кровоносної системи пацієнта для вимірювання плетизмограми

На рис. 2.4 представлений блок Pa_gen , що описує пульсову хвилю людини гармонійним сигналом двох синусоїд (2.7).

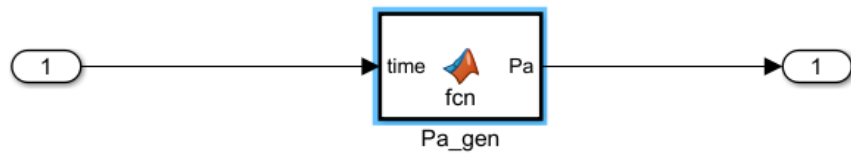


Рисунок 2.4 – Модель генерації пульсової хвилі людини

$$P_a = \left(pd + (0.28 \cdot (A + B) + 0.5) \cdot (ps - pd) \right), \quad (2.10)$$

де

$$A = \sin(2 \cdot \pi \cdot hr \cdot time), \quad (2.11)$$

$$B = \sin(4 \cdot \pi \cdot hr \cdot time), \quad (2.12)$$

Значення ps та pd в (2.7) можуть задаватися або значеннями систолічного та діастолічного тиску (120 мм рт.ст. та 80 мм рт.ст. відповідно) або ж певною функцією (наприклад, гармонічною). Значення hr також можна задавати постійною величиною або функцією.

Варто зазначити, що в реальній людини ці значення описуються дуже складними фізико-математичними функціями і вони не завжди мають аналітичне рішення. Тому для моделювання ці параметри будуть задаватися константами або спрощеними функціями. Також слід зазначити, що сигнал $h(t)$ може бути задано довільним чином, оскільки він описує рух людської кінцівки. Обмеження лиш за фізичними властивостями людини.

На рис 2.5 представлений блок V_a , що описує зміну об'єму м'яких тканин в артерії людини з часом відповідно до формули (2.6), де $m = 0.01$, $V_{a0} = 0.5$. Також в моделі врахована можливість повного перетискання артерії для спрощення розрахунків. Блоки Saturation 1-3, виконують функцію розділення, згідно з (2.6).

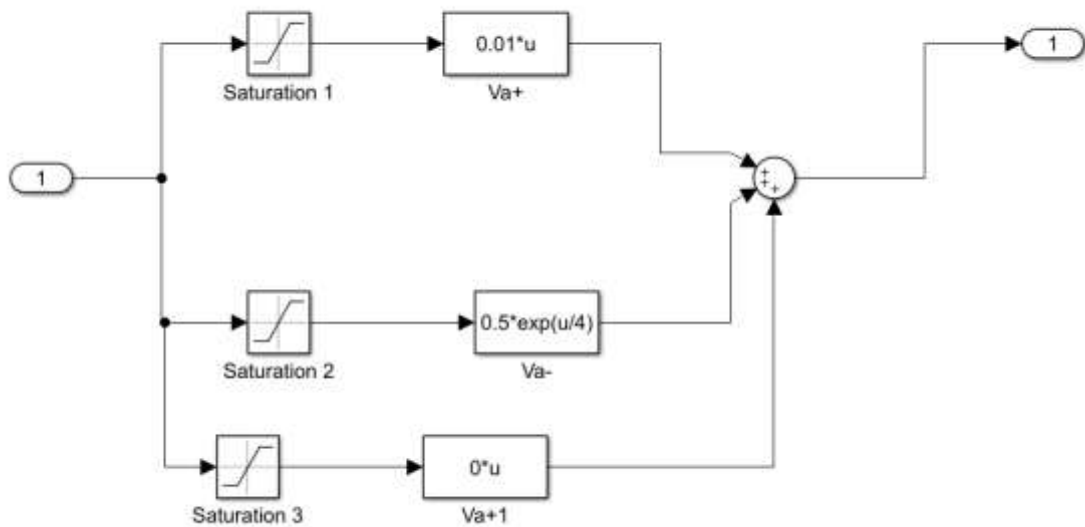


Рисунок 2.5 – Імітаційна модель об’єму пальцевої артерії

На рис. 2.6 представлені результати моделювання пульсової хвилі людини в діапазоні вимірювання $\Delta t = 10c$. На першому графіку по осі ординат показана зміна артеріального тиску в мм рт. ст. На другому графіку по осі ординат представлена зміна об’єму судини в пальці в умовних одиницях об’єму.

Для наглядності та візуального підтвердження коректності моделі при моделюванні також зобразимо графіки вхідних систолічного та діастолічного тисків(рис.2.6-2.7)

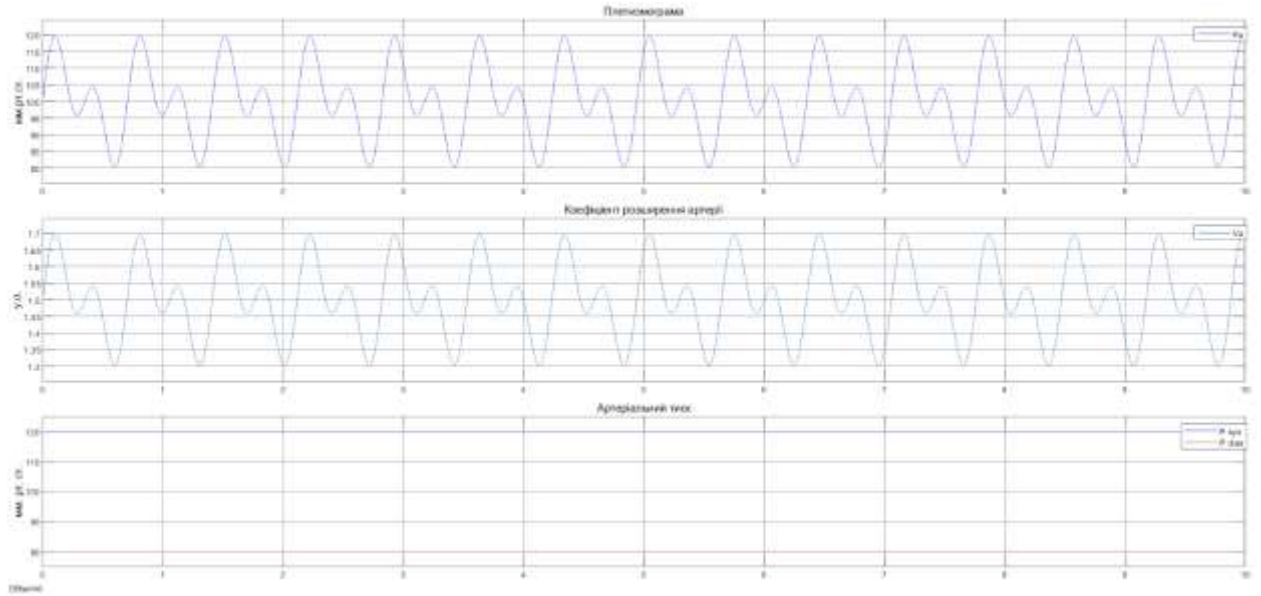


Рисунок 2.6 – Результати моделювання пульсової хвилі пацієнта при постійному артеріальному тиску

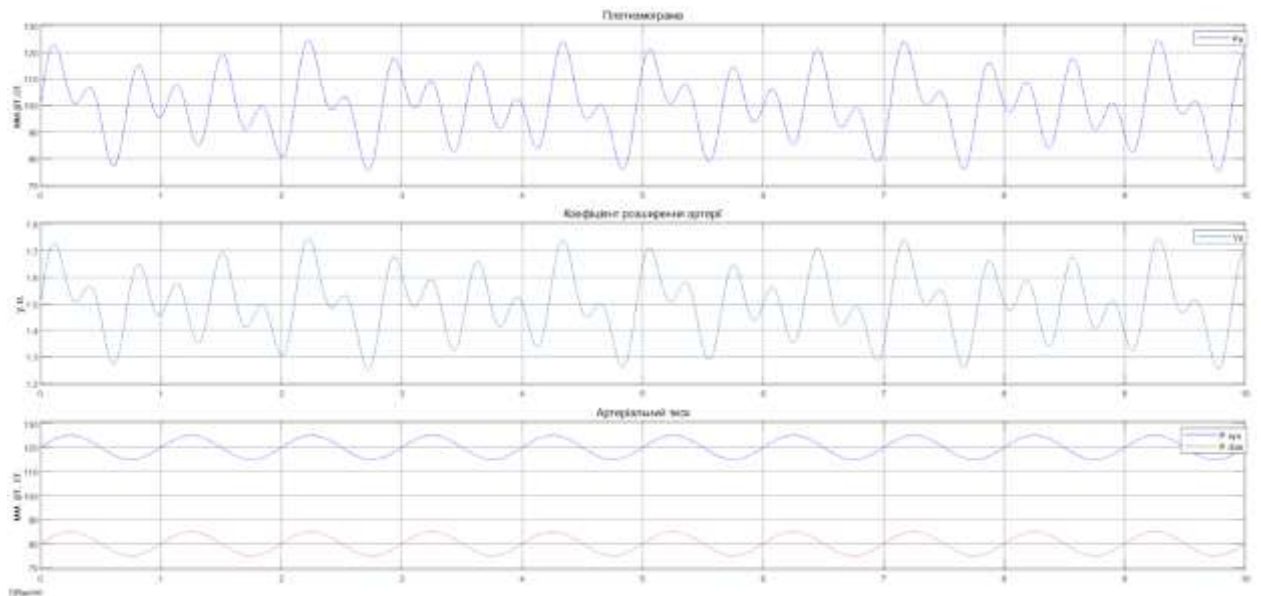


Рисунок 2.7 – Результати моделювання пульсової хвилі пацієнта при змінному артеріальному тиску

На рисунках 2.6 та 2.7 зображені вхідні параметри у вигляді статичного артеріального тиску, на рисунку 2.6 це постійний артеріальний тиск, що

складає (120/80 мм.рт.ст), на рисунку 2.7 це змінний АТ. Рисунок 2.6 виображає ідеальну пульсову хвилю.

Рисунок 2.7 ілюструє, що модель має змогу генерувати змінний артеріальний тиск.

2.3 Удосконалення моделі пацієнта для cNIBP в середовищі MATLAB Simulink з артефактами руху

Використовуючи формули визначення тисків (2.9-2.12) та задавши $h(t)$

$$h(t) = 0.5 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot fr \cdot time) \quad (2.13)$$

Також треба врахувати прискорення вільного падіння та густину крові

$$g = 9.8 \frac{M}{c^2} \quad (2.14)$$

$$\rho = 1050 \frac{kg}{cm^3} \quad (2.15)$$

Оскільки вихідний сигнал вимірюємо в мм.рт.ст. то маємо

$$P_a = \left(pd + (0.28 \cdot (A + B) + 0.5) \cdot (ps - pd) \right) + 0.00750062 \cdot 1050 \cdot 9.8 \cdot 0.5 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot fr \cdot time), \quad (2.16)$$

На даний момент не винайшли пристрій який зміг би виміряти просторове переміщення безпосередньо. Зазвичай переміщення вимірюється

опосередковано, через вимірювання прискорення. Тому для моделювання перетворимо переміщення в прискорення, як додатковий вихідний сигнал, взявши другу похідну сигналу. Цей сигнал може бути використано для подальшого зчитування та обробки за допомогою пристрою cNIBP. Модель з урахуванням переміщення зображена на рисунку 2.8.

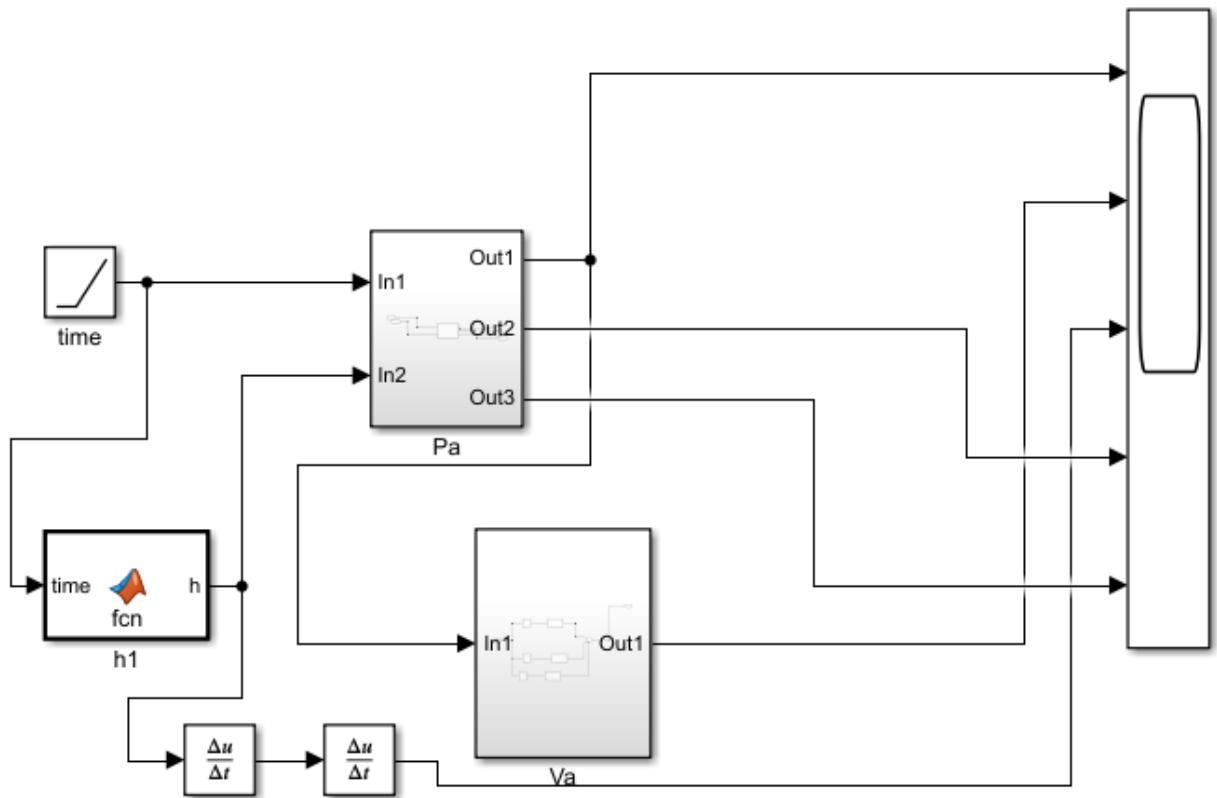


Рисунок 2.8 – Спрощена модель кровоносної системи людини для вимірювання плетизмограми та прискорення

Також як вихідний сигнал додамо сигнал прискорення – друга похідна від переміщення. Результати моделювання зображено на рис. 2.9 та 2.10

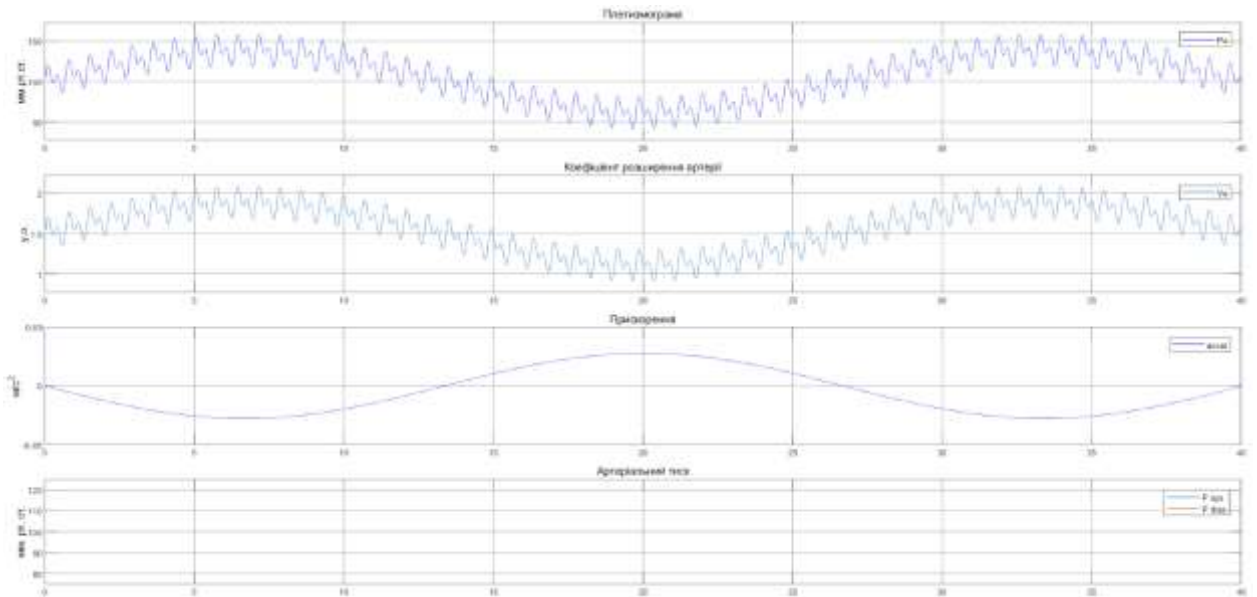


Рисунок 2.9 – Результати моделювання пульсової хвилі пацієнта при постійному артеріальному тиску

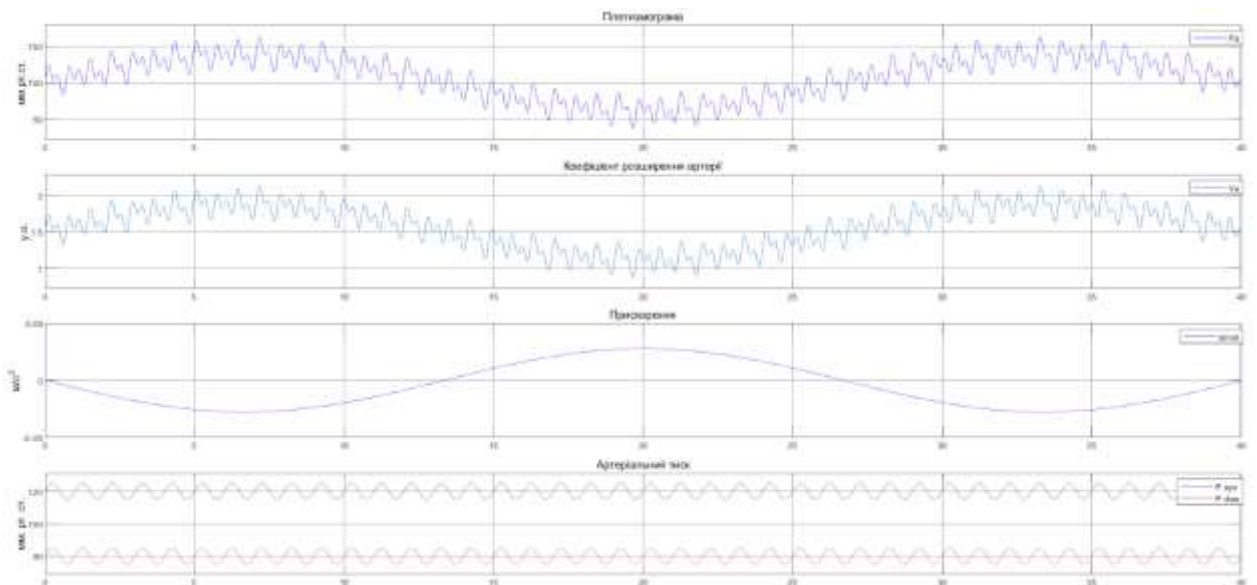


Рисунок 2.10 – Результати моделювання пульсової хвилі пацієнта при змінному артеріальному тиску

На рисунках 2.9 та 2.10 проілюстровані результати моделювання пульсової хвилі пацієнта при постійному та змінному тиску. Бачимо, що прискорення дуже сильно впливає на результат спотворюючи його. Тому було вирішено поліпшити модель серцево-судинної системи.

Наведена у розділі 2.2 модель не враховує варіабельність серцевого ритму, бо при представленні двома синусоїдами пульсова хвиля є періодичною. Проаналізувавши різноманітні джерела, виявилося, що реальні виміри пульсової хвилі під час стресу дуже рідко зустрічаються у вільному доступі. Проте було використано базу даних [37] в ній містяться реальні значення RR інтервалів кардіограми людини під час стресу. На основі цих значень можливо згенерувати пульсову хвилю для змінної частоти серцевого ритму. Для цього слід знайти мінімальне значення RR інтервалу із вибірки та створити елементарний сегмент сигналу (рис. 2.11).

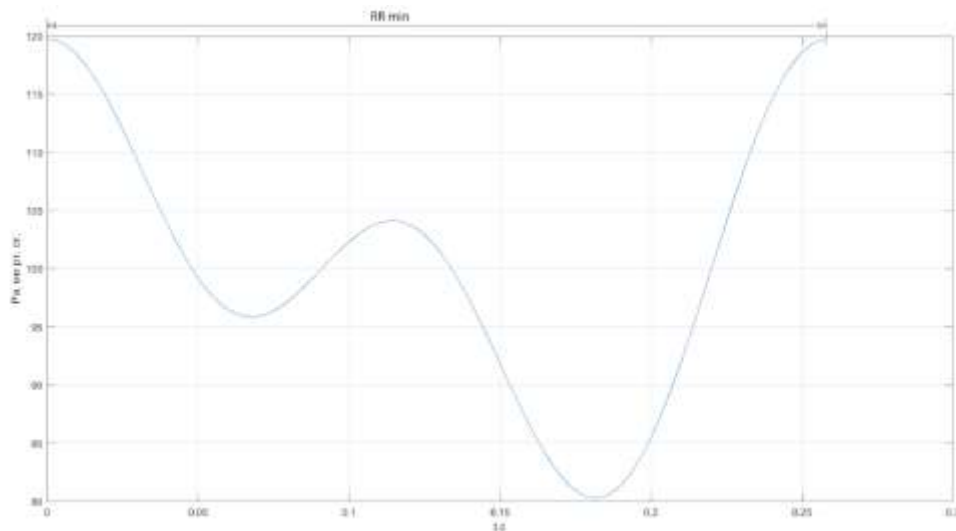


Рисунок 2.11 – Приклад сегменту сигналу пульсової хвилі

Модуляція даного сегменту за часом дозволяє згенерувати пульсову хвилю для змінної частоти серцевих скорочень (рис. 2.12).

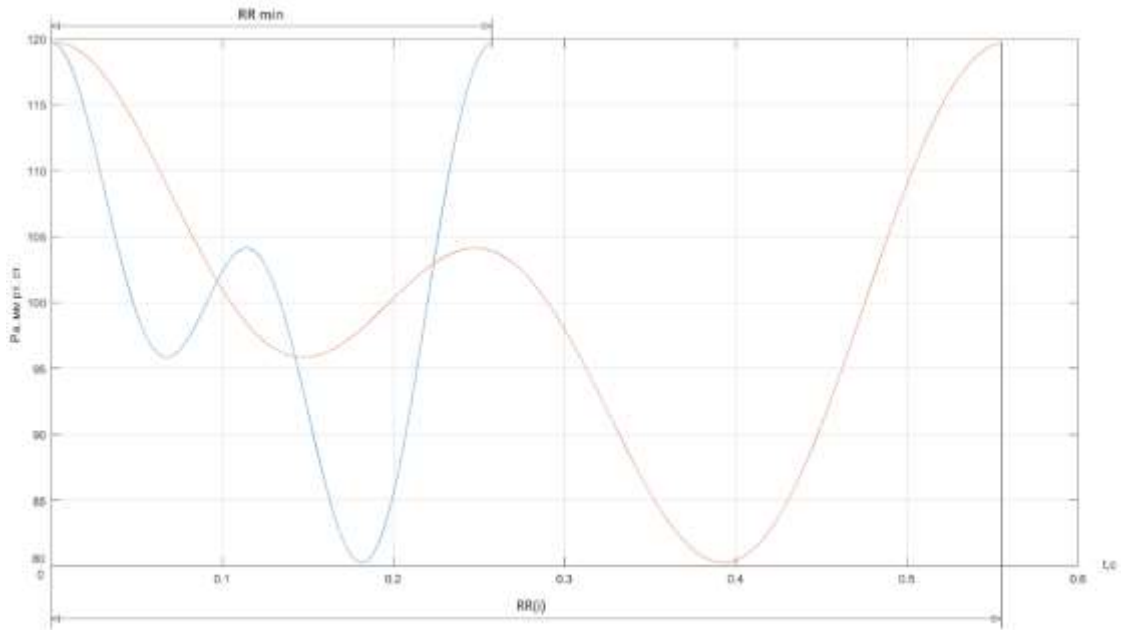


Рисунок 2.12 – Модуляція сигналу пульсової хвилі різними RR -інтервалами

Для урахування зміни систолічного та діастолічного артеріального тисків в пульсовій хвилі під час стресу слід розуміти, що на артеріальний тиск впливає безліч параметрів, таких як еластичність судини, в'язкість крові, зміна діаметру судини, тощо. При описанні такої поведінки пульсової хвилі, враховуючі всі біологічно-функціональні зміни в артерії пальця – дуже громіздка задача, головною проблемою якої слугує складність в підборі параметрів моделі [38]. Тому для амплітудної модуляції пульсової хвилі людини використаємо спрощення – вважатимемо що під час стресу на артеріальний тиск переважно впливає адреналін згідно з джерелом [39].

Зміна серцево-судинної діяльності під впливом адреналіну також має складний характер: стимулюючи β_1 -адренорецептори серця, адреналін сприяє значному підсиленню та прискоренню серцевих скорочень, підвищенню автоматизму серцевого м'яза, полегшенню атріовентрикулярної провідності, що зможе привести до виникнення аритмій. За рахунок підвищення артеріального тиску відбувається збудження блукаючих нервів,

що здійснюють тормозний вплив на серце, можливе виникнення перехідної рефлекторної брадикардії.

Загалом на артеріальний тиск адреналін здійснює складний вплив. В його діях виділяють 4 фази(рис.3.3):

Серцева, зв'язана зі збудженням β_1 –адренорецепторів та проявляється з підвищенням систолічного АТ через збільшення викиду крові із серця.

Вагусна, пов'язана зі стимуляцією барорецепторів дуги аорти сонного клубочка підвищеним систолічним викидом. Це призводить до активації дорсального ядра блукаючого нерва і включає барорецепторні депресорні рефлекси. Фаза характеризується уповільненням частоти серцевих скорочень (рефлекторна брадикардія) і тимчасовим припиненням підйому артеріального тиску.

Судинна пресорна, при якій периферичні вазопресорні ефекти адреналіну домінують над вагусною фазою. Фаза пов'язана зі стимуляцією α_1 і α_2 -адренорецепторів і проявляється подальшим підвищенням артеріального тиску. Слід зазначити, що адреналін, збуджуючи β_1 –адренорецептори юктагломерулярного апарату нефронів нирок, сприяє підвищенню секреції реніну, активуючи ренін-ангіотензин-альдостеронову систему, яка також відповідальна за підвищення артеріального тиску.

Судинна депресорна, що залежить від β_2 –адренорецепторів збудження судин і супроводжується зниженням артеріального тиску. Ці рецептори найдовше реагують на адреналін.

Пульсова хвиля з урахуванням емоційної складової, що зображена на рис. 2.14 і 2.15, являє собою реалізацію 4 фаз описаних вище [40]

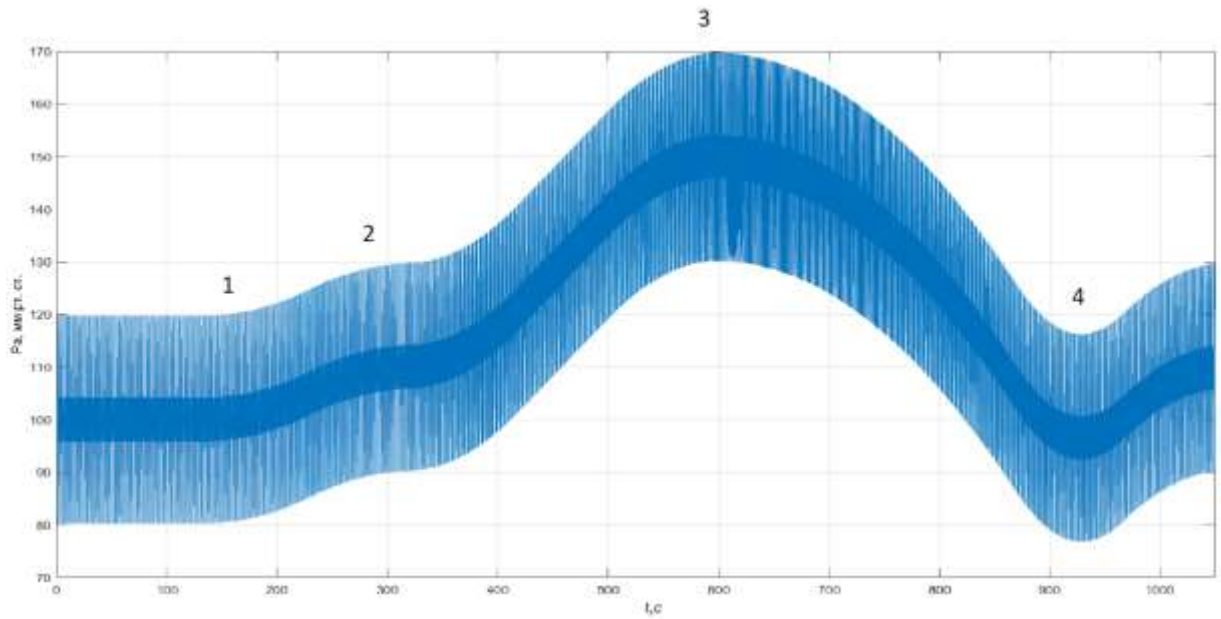


Рисунок 2.13 – Пульсова хвиля з урахуванням емоційної складової

Результати моделювання зображено на рис. 2.14 і 2.15

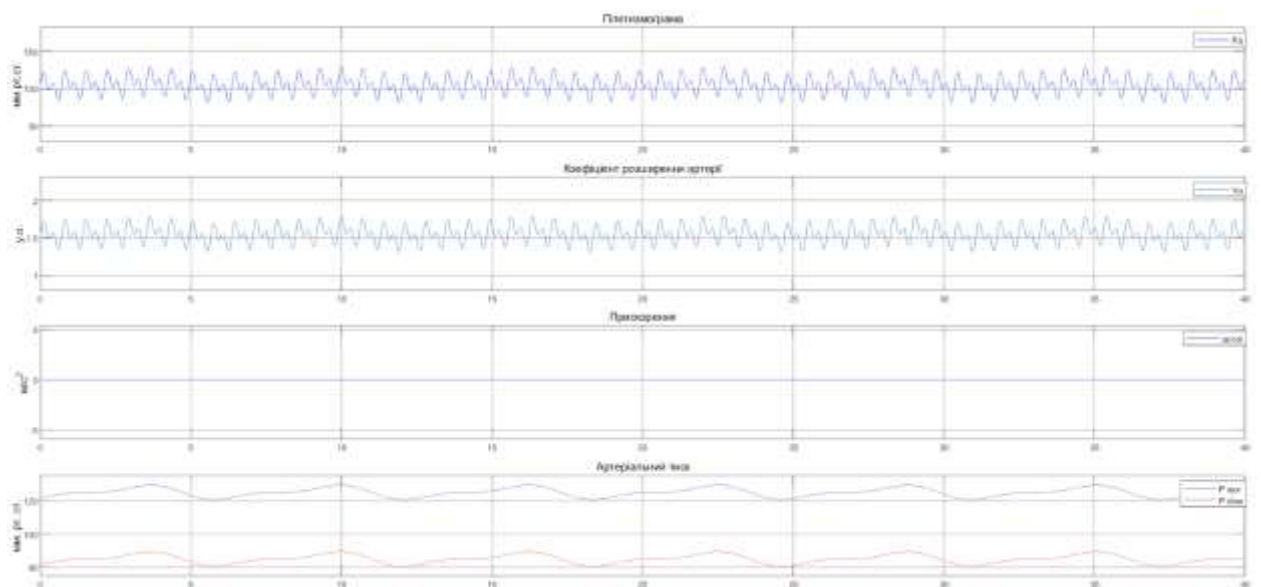


Рисунок 2.14 – Результати моделювання пульсової хвилі пацієнта при періодичному стресі без артефактів руху

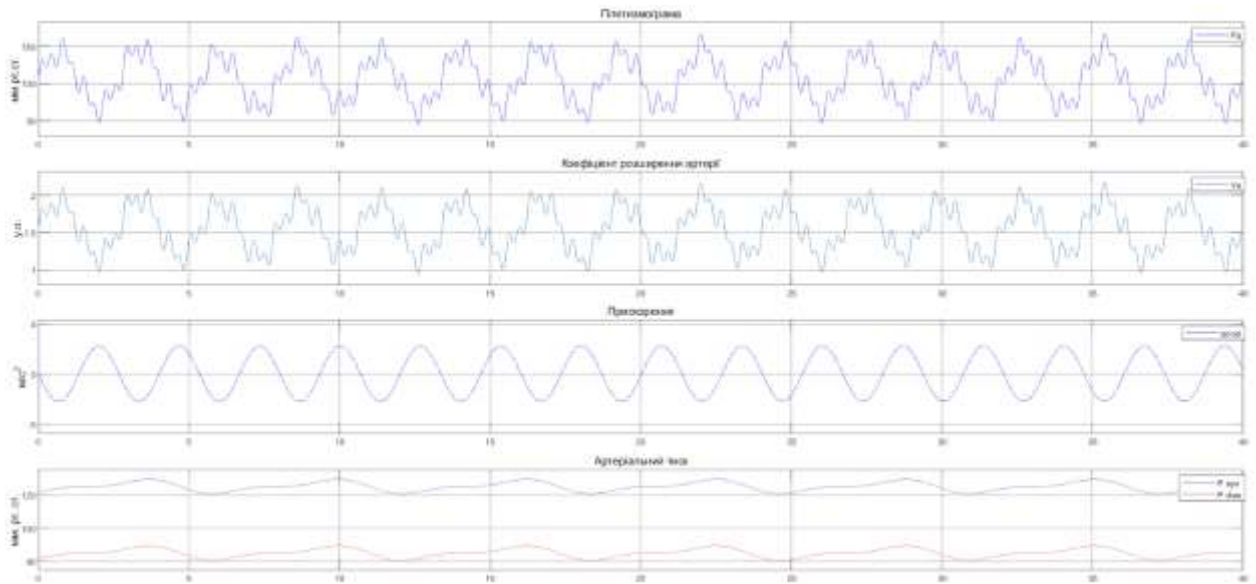


Рисунок 2.15 – Результати моделювання пульсової хвилі пацієнта при періодичному стресі з руховими артефактами

Змоделювавши пульсову хвилю пацієнта, був отриманий результат, який проілюстровано на рисунках 2.14 та 2.15. Виявилося, що артефакти руху дуже сильно впливають на результат вимірювання, спотворюючи сигнал АТ і значно знижуючи точність вимірювання її параметрів.

2.4 Порівняльний аналіз існуючої і удосконаленої моделі

В пункті 2.2 і 2.3 було змодельовано шість графіків. Проведемо порівняльний аналіз.

При постійному артеріальному тиску (рис. 2.6)

На цьому рисунку зображений вхідний параметр у вигляді статичного артеріального тиску, де систолічний АТ складає 120 мм.рт.ст та діастолічний АТ складає 80 мм.рт.ст. В такому ж самому діапазоні змінюється пульсова хвиля (з 80 до 120 мм.рт.ст.). Цей графік показує ідеальну пульсову хвилю.

Також на графіку видно зміну об'єму артерії від 1,3 до 1,7 у.о., отже можна сказати, що цей сигнал може використовуватися для метода Пенъяз де об'єм артерії є одним з основних критеріїв для реєстрації АТ.

При динамічному артеріальному тиску (рис. 2.7)

Згідно з рис. 2.7 видно, що модель має змогу генерувати змінний артеріальний тиск. В залежності від цього артеріального тиску йде зміна максимумів і мінімумів пульсової хвилі, що змінюється в діапазоні змінного тиску. При подачі змінного тиску йде зміна пульсової хвилі, це говорить про можливість використання методу Пенъяз.

Разом з пульсовою хвилею змінюється і об'єм артерії, це значить, що при зміні внутрішнього тиску пульсова хвиля реагує відповідним чином.

При постійному артеріальному тиску з прискоренням (рис. 2.9)

На графіку зображено статичний тиск з графіком прискорення, який було взято з показань акселерометра з відкритої бази даних [2.3.1]. Такі результати вказують на те, що прискорення впливає і на пульсову хвилю і на об'єм артерії, наприклад, коли прискорення зменшується, то тиск збільшується, і навпаки.

Згідно з цих графіків можна зробити висновок, що модель пацієнта більш точно описує як реально зміну пульсової хвилі у порівнянні з графіками без прискорення, адже видно рух пацієнта в часі. Також для такої моделі можна використовувати метод Пенъяз.

При динамічному артеріальному тиску з прискоренням (рис. 2.10)

На рисунку зображена зміна систолічного тиску від 115 до 125 мм.рт.ст. Із графіка пульсової хвилі не видно, що тиск змінний всередині моделі пацієнта, тут видно, що пацієнт рухається і цей рух спричинює зміну артеріального тиску помітніше, ніж організму в цілому.

Така ж проблема спостерігається під час моделювання системи з маркером стресу. На рисунку 2.14 та 2.15 спостерігається накладання артефактів руху на сигнал артеріального тиску зі стресом, і зміну артеріальний тиску при цьому не видно.

2.5 Висновки до розділу 2

Було розглянуто математичний апарат для моделювання процесів формування артеріального тиску, що відповідають спрощеним фізіологічним процесам пацієнта. Побудована модель пацієнта без урахування тиску кров'яного стовпа руки в кінцівці. Було проаналізовано отриману модель, результати моделювання та зроблено висновки про її недосконалість. Було вдосконалено модель за допомогою врахування тиску кров'яного стовпа руки в кінцівці та додано сигнал прискорення кінцівки для її майбутнього зчитування. Проаналізовано вдосконалену модель. Результати моделювання показують, що вдосконалена модель більш точно відображає артеріальний тиск кінцівки, оскільки враховує тиск кров'яного стовпа руки.

3 РОЗВИНЕННЯ АЛГОРИТМУ cNIBP

3.1 Методи врахування артефактів руху при вимірюванні cNIBP

Задача боротьби з артефактами руху, розв'язується традиційними способами, які полягають у виділенні корисного сигналу на виході.

Практика використання сучасних автоматичних вимірювачів артеріального тиску показує, що вони все одно залишаються незахищеними від артефактів, що виникають при фізичній активності, рухах кінцівок, порушеннях ритму серця. Але в деяких випадках заключення за результатами моніторингу у більшості випадків залежить від ступеню надійності навіть одного випадуючого з загального результату вимірювання АТ.

У великій кількості статей [41-44] було розглянуто метод встановлення додаткового акселерометра чи декількох акселерометрів до існуючих систем. Це пояснюється надходженням великої кількості інформації саме про артефакти руху та завдяки встановленню у різних місцях встановити характер цих рухів. Іншим методом врахування артефактів руху є фільтрація адаптивними фільтрами та фільтрами ковзного середнього, такі фільтри використовуються у промисловості [45-47].

Також, щоб зменшити артефакти руху при самому вимірюванні рекомендують [48] суворо дотримуватися процедури постановки та зняття моніторів. Цей етап дослідження може успішно виконувати медсестра, яка має досвід роботи з пацієнтами з артеріальною гіпертонією і пройшла відповідне навчання.

3.2 Удосконалення алгоритму *sNIBP* для врахування артефактів руху

Метод *sNIBP* повинен бути реалізований за принципом Пенъяз згідно з висновками до першого розділу. Основним критерієм для реалізації моделі *sNIBP* є використання за допомогою Пенъяз методу техніки розвантаження судин. Головною умовою такої техніки є рівність між артеріальним тиском і тиском манжети (1.2). За основу моделі було покладено структурну схему системи на рис.1.5.

Ця система була дещо змінена згідно з критеріями відповідності фізичної моделі та її математичного опису.

По-перше, сигнал пульсової хвилі був згенерований математичними функціями, описуючи фізичні процеси, що проходять в артерії на пальці людини. По-друге, Використання ПД-контролера, запропонованого [49] для реалізації методу Пенъяз виявилось нерезультативним. ПД-регулятор не забезпечує повної компенсації і це призводить до спотворення деталей пульсової хвилі. Крім того, алгоритм компенсації на основі ПД-регулювання [50] виявився досить складним в питанні його налаштування та установки [51]. Також відбулася зміна фізичного опису процесу накачування та спускання манжети, що був представлений на рис. 1.5 електропневматичним перетворювачем. Заміна відбулася у вигляді математичного опису процесу зв'язку між артеріальним тиском, тиском в манжеті та об'ємом в м'яких тканинах пальцевої артерії, не використовуючи фізичних перетворень одного сигналу в інший.

Згідно з цими змінами був розроблений алгоритм вимірювання артеріального тиску пацієнта з врахуванням артефактів руху:

Спочатку відбувається зчитування сигналу, що пропорційний пульсовій об'єму артерії.

Система нагнітання тиску аналізує збільшення або зменшення сигналу і відповідно, якщо сигнал збільшується, то тиск нагнітається і таким чином сигнал зменшується, і навпаки, якщо тиск зменшується, то система зменшує тиск на манжеті і об'єм артерії тримається в рівновазі або змінюється в малих кількостях.

Датчик тиску фіксує значення тиску в манжеті, це значення тиску передається на мікроконтроллер.

Пристрій аналізує пульсову хвилю, знаходить максимуми – систолічний тиск і мінімуми – тиск діастолічний, також береться середнє значення (delays 1000). Паралельно зчитується сигнал акселерометра, в якому використовується 2 датчика – один біля серця другий на руці. У них фіксується різниця компоненти з цих прискорень і знаходиться прискорення відносно серця. Потім прискорення інтегрується і отримується поточне значення зміщення відносно серця,

Значення статичної складової прискорення віднімається від систолічного та діастолічного тиску.

На рис. 3.1 представлена модель *sNIBP* з використанням методу Пенъяз та з модифікаціями, описаними вище, без урахування переміщення вимірюючого пристрою.

підсилюватися в нескінчену кількість разів. Але в даній системі будемо використовувати реальний підсилювач, в якому встановлюється значення 2000 для найбільш вираженого підсилення без спотворень. З фізичної точки зору блоки *Dif* та *Amp* утворюють між собою диференційний підсилювач, що буде змінювати тиск в манжеті відповідно до зміни рівня пульсацій в манжеті. Отриманий підсилений сигнал керує зміною тиску манжети, також до нього блоком *Sum* додається константа P_0 – початкове значення тиску в манжеті. Встановлено 50 мм рт. ст. щоб запобігти перетисканню артерії на початку вимірювань.

Delay 1 відтворює масив значень з останніх 2000 значень сигналу вимірюного артеріального тиску. Це значення було вибрано емпіричним шляхом з урахуванням бази даних, що використовувалася при моделюванні. В ній показано, що максимальний розкид тривалості *RR*-інтервалів не перевищує значення в 1,4 секунди. Тому для наглядності було вибрано значення розкиду тривалостей *RR*-інтервалів в межах двох секунд.

Блок *Psys* знаходить максимальні значення з цього масиву, блок *Pdias* – мінімальні.

Для розрахування похибок вимірювань, виведемо також вхідні сигнали моделі людини (систоличний та діастолічний тиски), а також додамо блок обчислення похбки вимірювання.

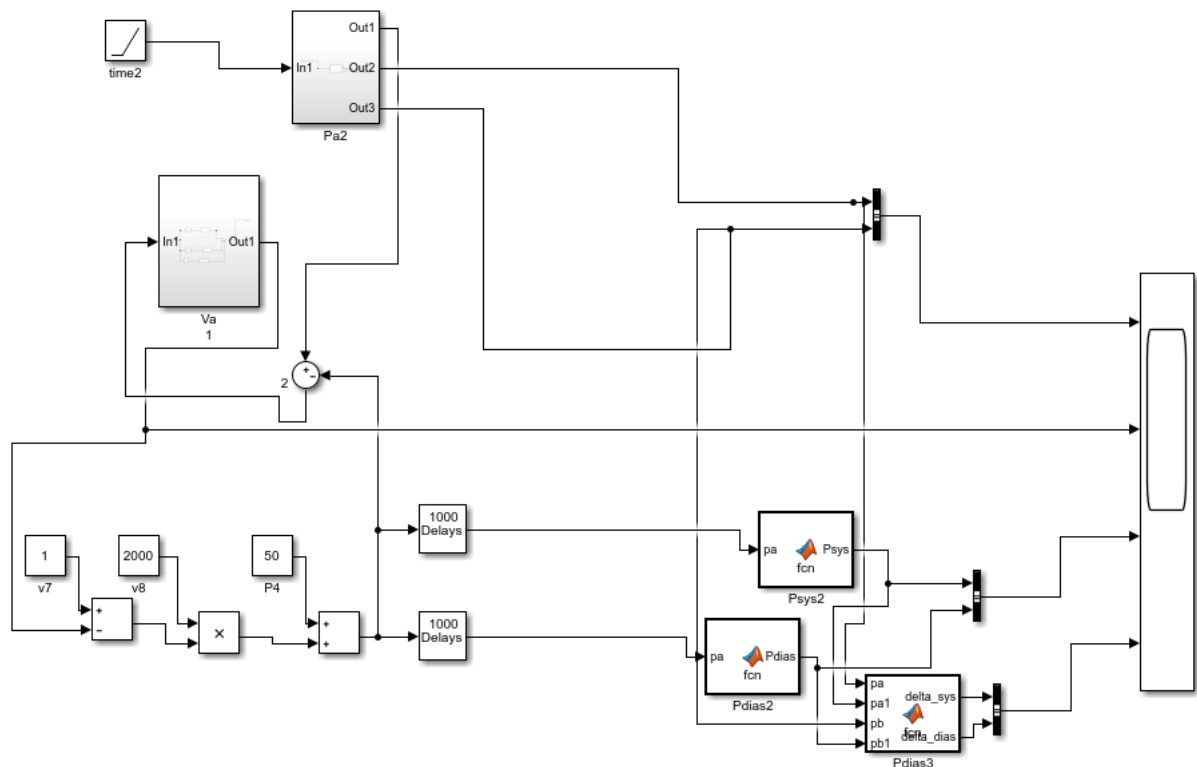


Рисунок 3.2 – Модель неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску пацієнта з реалізованим алгоритмом обчислення похибки вимірювання

Робота даної системи для моделі людини з п. 2.2 представлена на рисунках 3.3 та 3.4

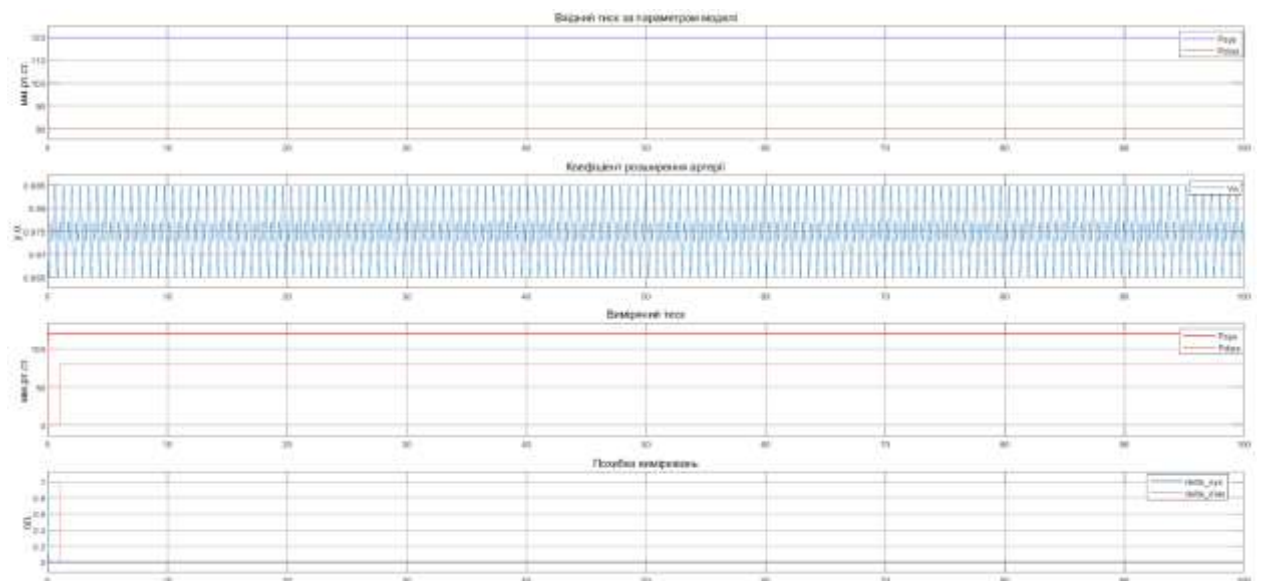


Рисунок 3.3 Результат роботи алгоритму при вимірюванні статичного тиску

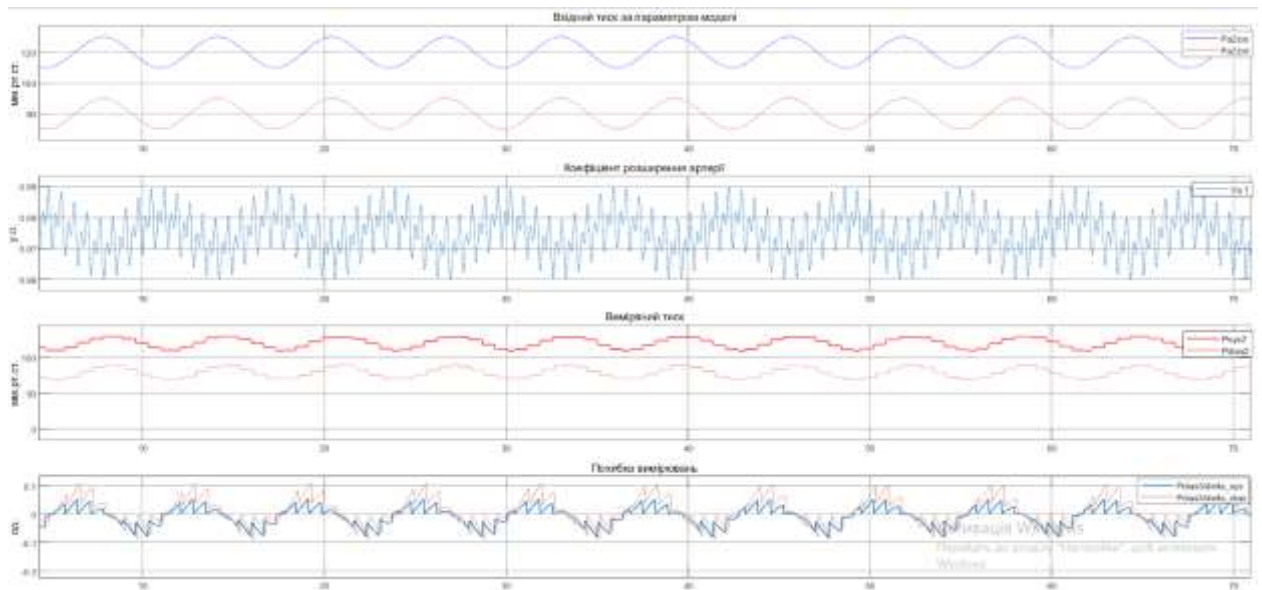


Рисунок 3.4 Результат роботи алгоритму при динамічному тиску

На рисунках 3.3 та 3.4 зображено результат моделювання моніторингу артеріального тиску пацієнта з реалізованим алгоритмом обчислення похибки вимірювання. Бачимо, що система здатна відтворювати зміну систолічного та діастолічного тиску, тобто модель алгоритму є робочою.

3.3 Моделювання у в середовищі MATLAB Simulink з урахуванням артефактів руху

Як було наведено в пп. 2.3-2.4 артефакти руху призводять до значних спотворень вимірювань при використанні методу Пенъяз. Тому необхідно враховувати їх в алгоритмі при моделюванні пристрою. Оскільки вимірювання переміщення є неможливим, то отримаємо сигнал переміщення, двічі інтегруючи сигнал прискорення. Оскільки на тиск кров'яного стовпа руки впливає тільки прискорення, колінеарне до прискорення вільного падіння, то

інтегруватимемо тільки прискорення по осі Z, попередньо откалібрувавши положення акселерометру емпіричним шляхом. Врахувавши прискорення, отримаємо модель, зображену на рис.3.5.

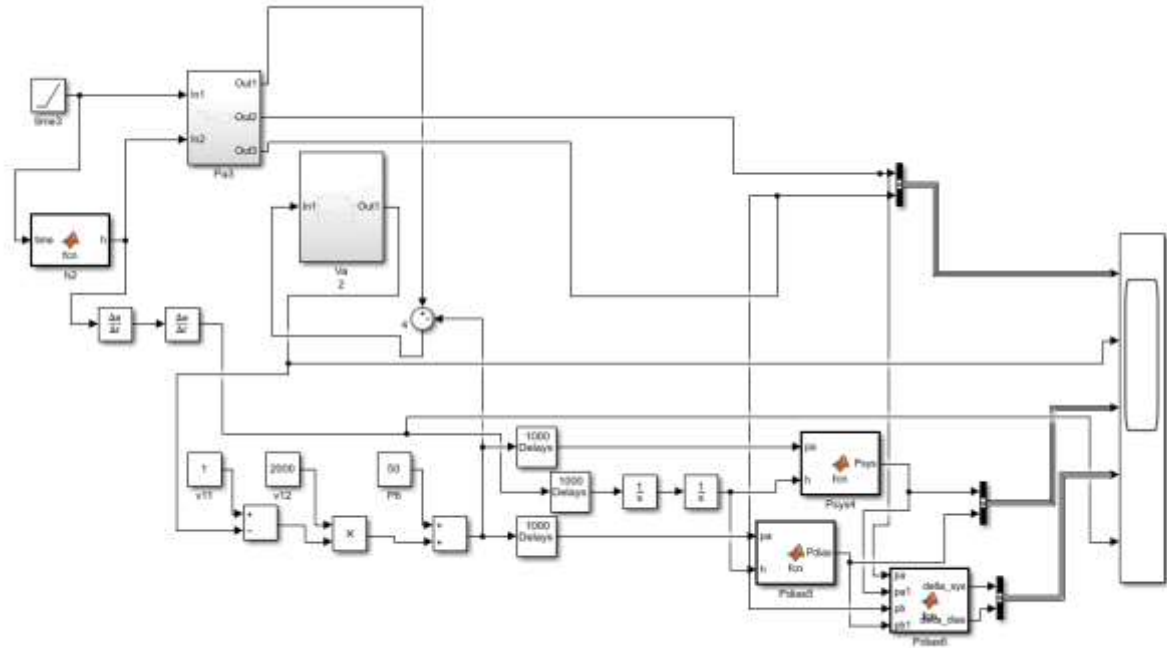


Рисунок 3.5 Модель реалізації вимірювальної системи з алгоритмом врахування кров'яного стовпа кінцівки

Змоделюємо роботу даного алгоритму без урахування артефактів руху для статичного та динамічного тиску

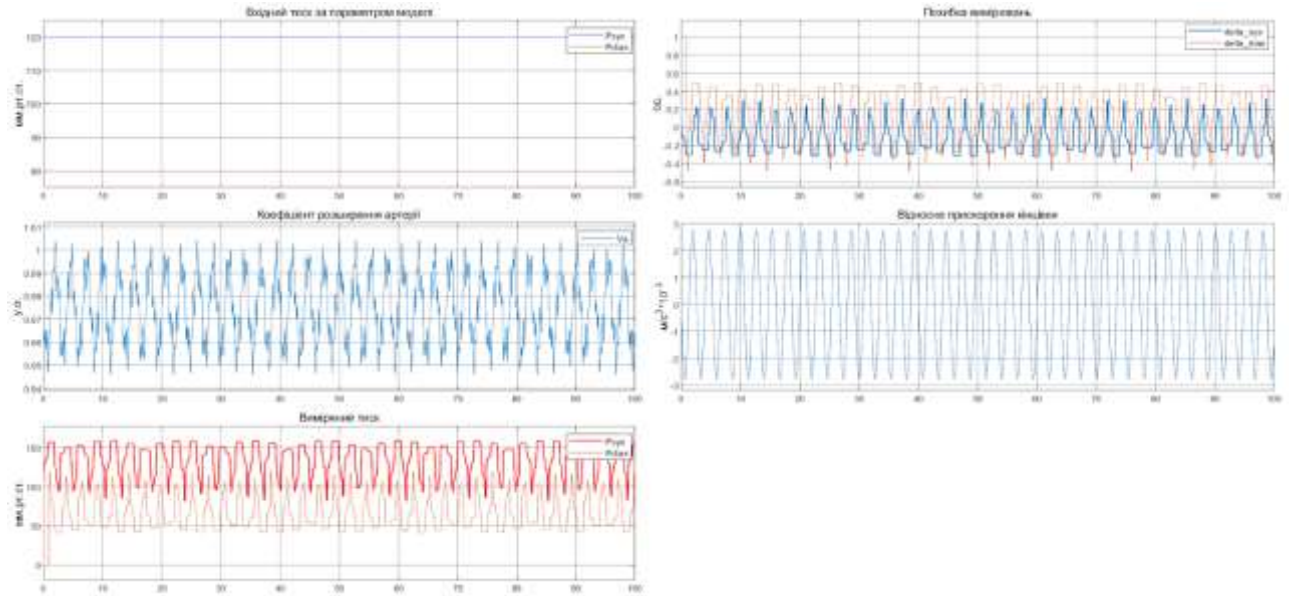


Рисунок 3.6 Результат вимірювальної системи при статичному тиску без алгоритма врахування тиску кров'яного стовпа

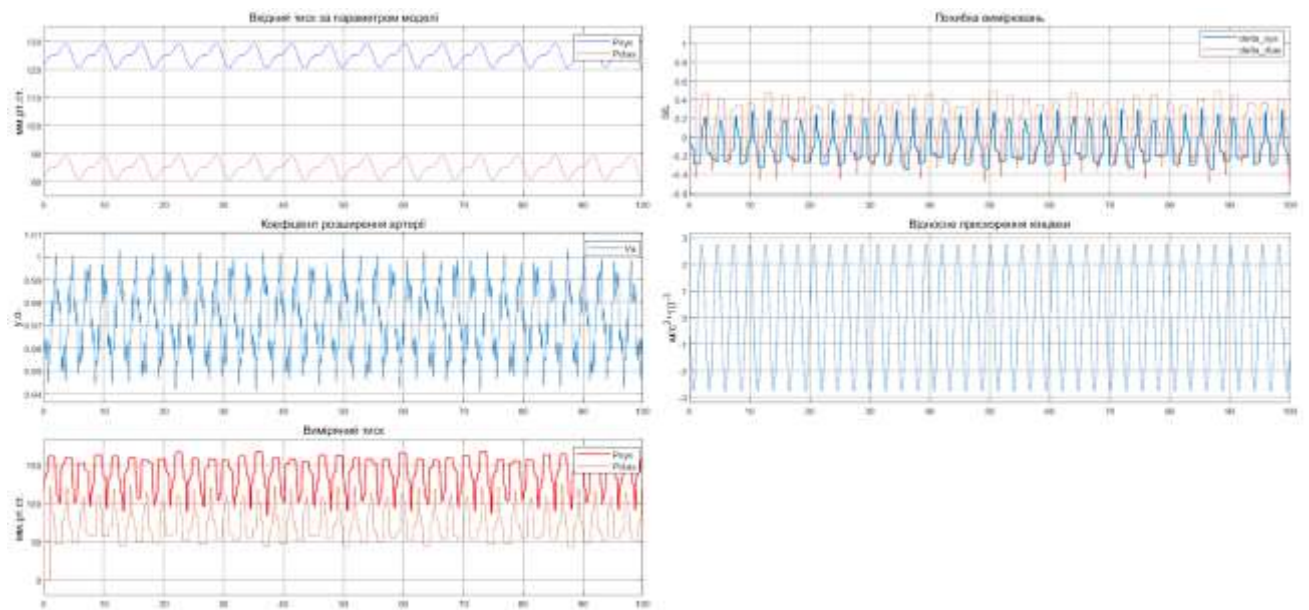


Рисунок 3.7 Результат вимірювальної системи при динамічному тиску з алгоритмом врахування тиску кров'яного стовпа

Змодельовано роботу даного алгоритму з урахуванням артефактів руху для статичного та динамічного тиску і проілюстровано на рис.3.8 і 3.9.

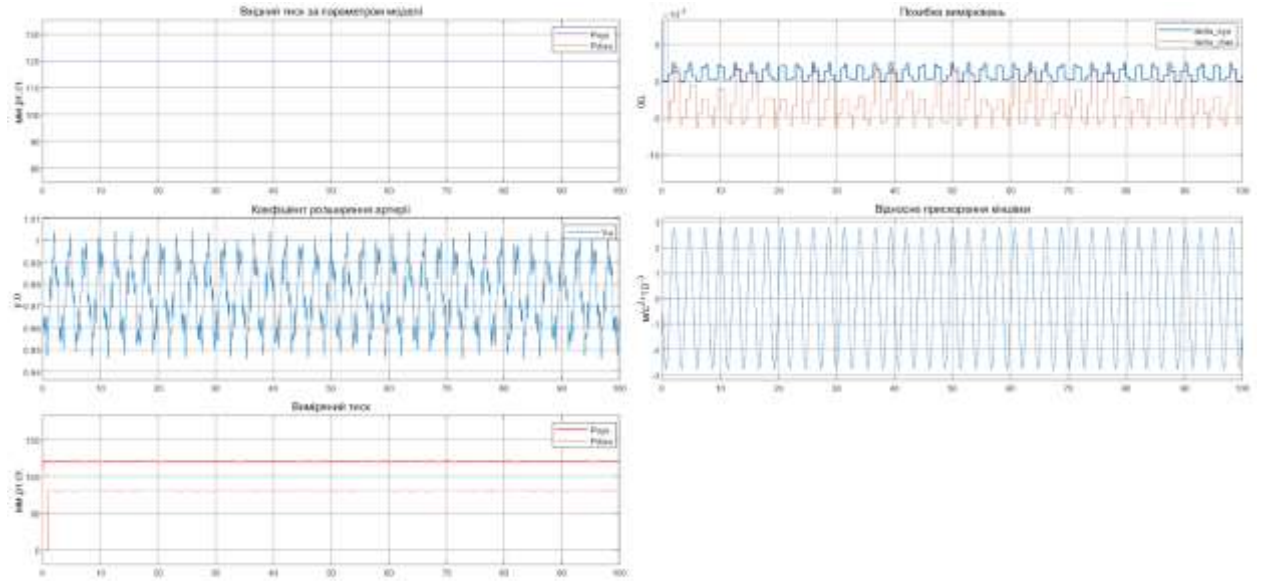


Рисунок 3.8 Результат вимірювальної системи при статичному тиску з алгоритмом врахування тиску кров'яного стовпа

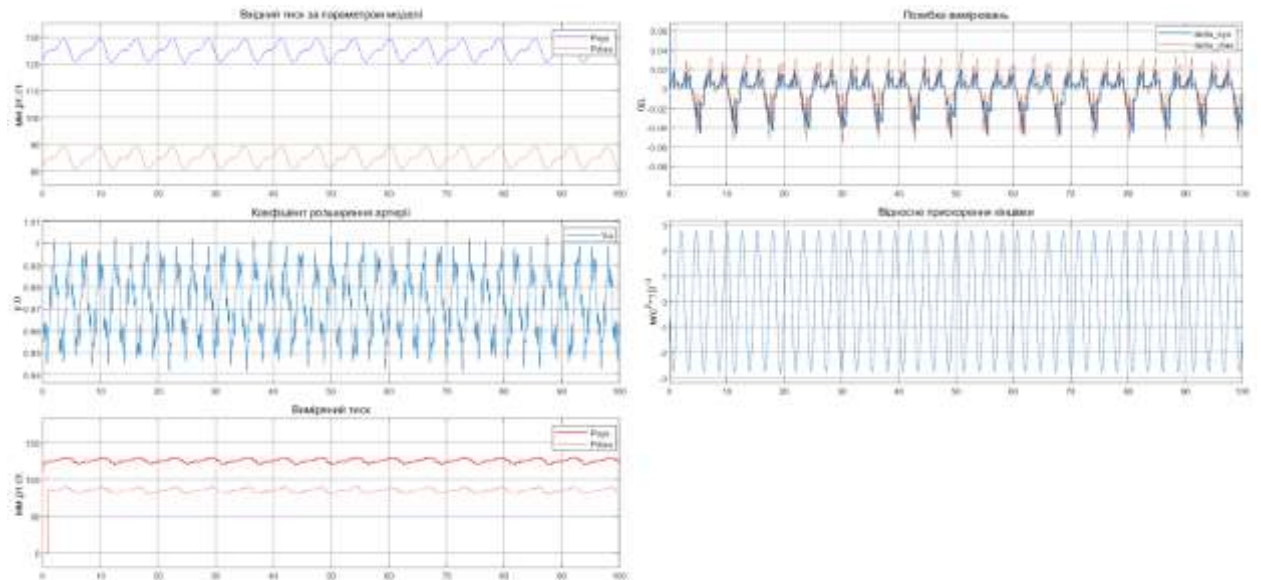


Рисунок 3.9 Результат вимірювальної системи при динамічному тиску з алгоритмом врахування тиску кров'яного стовпа кінцівки

Треба зазначити, що під час розробки моделі було використано математичний опис пульсової хвилі та зміни об'єму м'яких тканин в пальці. Ці та інші формули, які були представлені в моделі, не враховують всіх внутрішніх фізіологічних складових, що впливають на артерію: таких, як

еластичність судин або в'язкість крові. Ці та інші параметри були знехтуванні дозволили змодельовати більш простий сигнал пульсової хвилі, яка відображає основні фізіологічні процеси пульсової хвилі в пальці. Також дане спрощення допомогло зосередитися на головній проблемі сучасних вимірювальних апаратів, а саме врахуванні артефактів руху у системі.

Обчислення стрес-індексу за допомогою пристрою cNIBP

Для розрахунку стрес-індексу Баєвського на основі даних пульсової хвилі скористаємось наступним алгоритмом (рис. 3.10):



Рис. 3.10 – Алгоритм розрахунку стрес-індексу Баєвського

Згідно з теоретичними даними, що були представлені в першому розділі обсяг вибірки, в якій проводиться групування і побудова варіаційної пульсограми, стандартний - 5 хвилин. Для змодельованої системи, цей обсяг має тривалу обробку по часу.

Тому для реалізації алгоритму, представленого вище додається блок 10000 *Delays* зберігає масив останніх 10000 відділків сигналу та блок *SI* для виконання обчислень. Це означає, що алгоритм обробляє інтервали тривалістю 10 секунд, для того щоб підвищити швидкість обробки. В такому випадку буде зменшуватися точність вимірних значень, але зменшення точності в даній ситуації не є критичним і поняття великої точності обробки цих сигналів встановлено більш наочного розуміння результатів змодельованої системи, яка мала на меті відображення залежності сигналу зміни стрес-індексу та систолічного, діастолічного АТ. Оновлена блок-схема пристрою зображена на рис. 3.11.

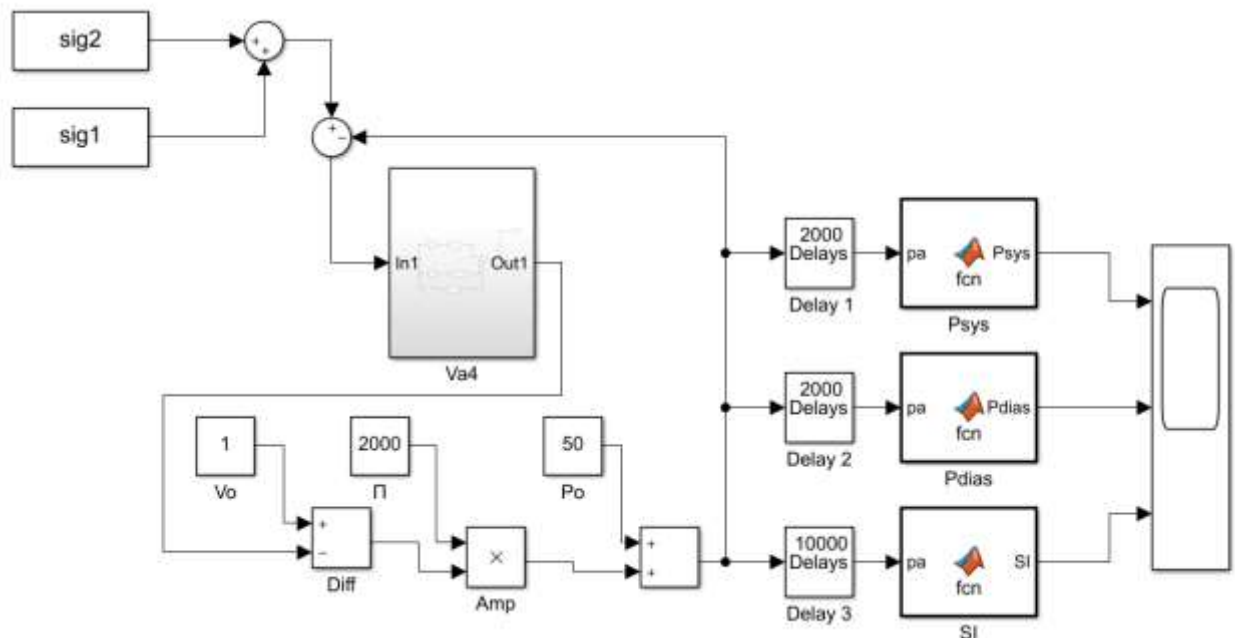
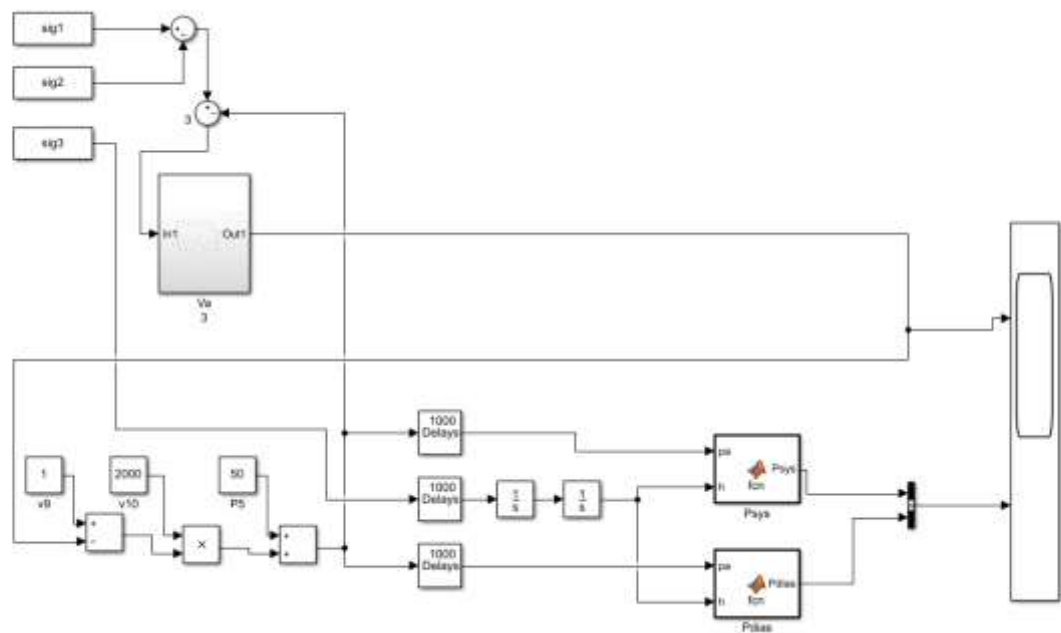


Рисунок 3.11 – Модель неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску пацієнта з урахуванням емоційної складової



Активация W

Рисунок 3.12 – Модель неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску пацієнта з урахуванням емоційної складової та артефактів руху

Результати моделювання для 4 сигналів [37] зображено на рис. 3.13-3.16

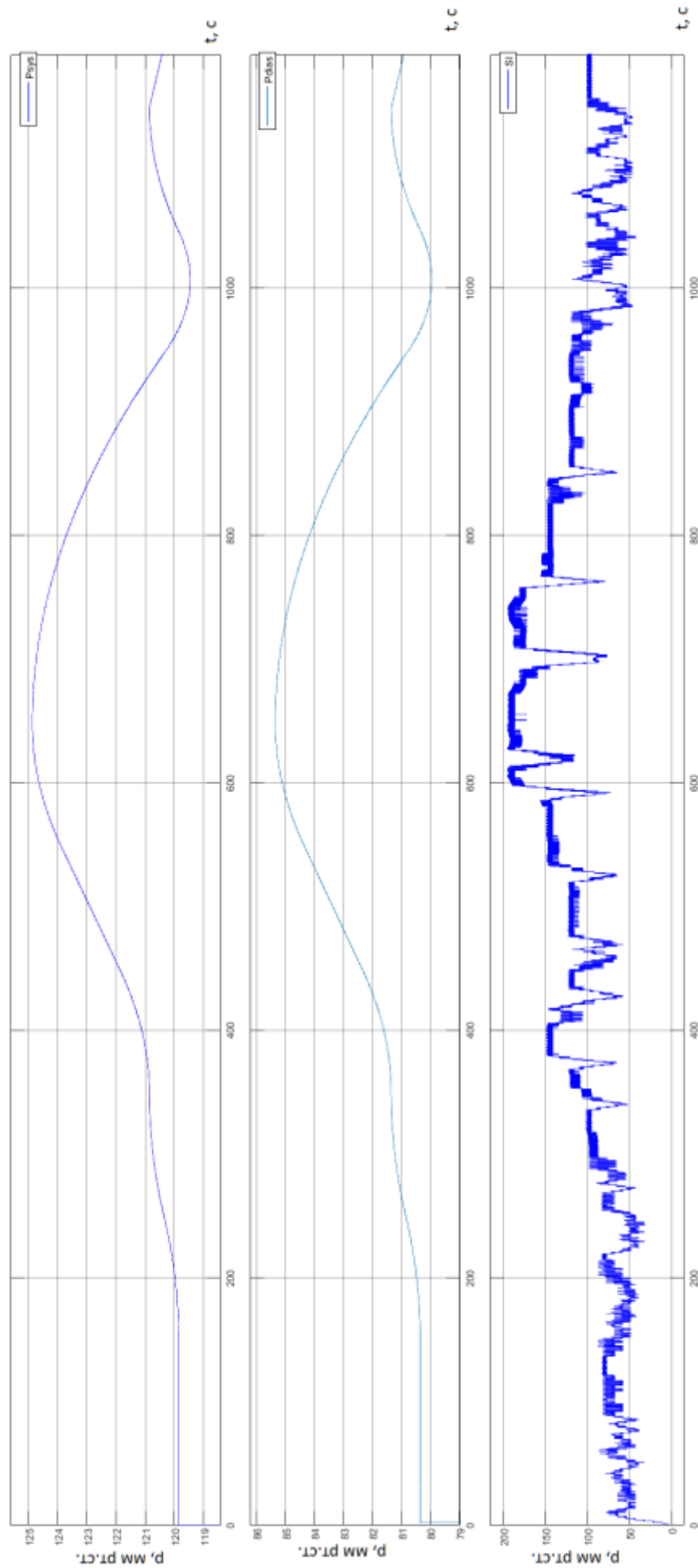


Рисунок 3.13 – Результаты моделирования работы прибора для сигнала 1

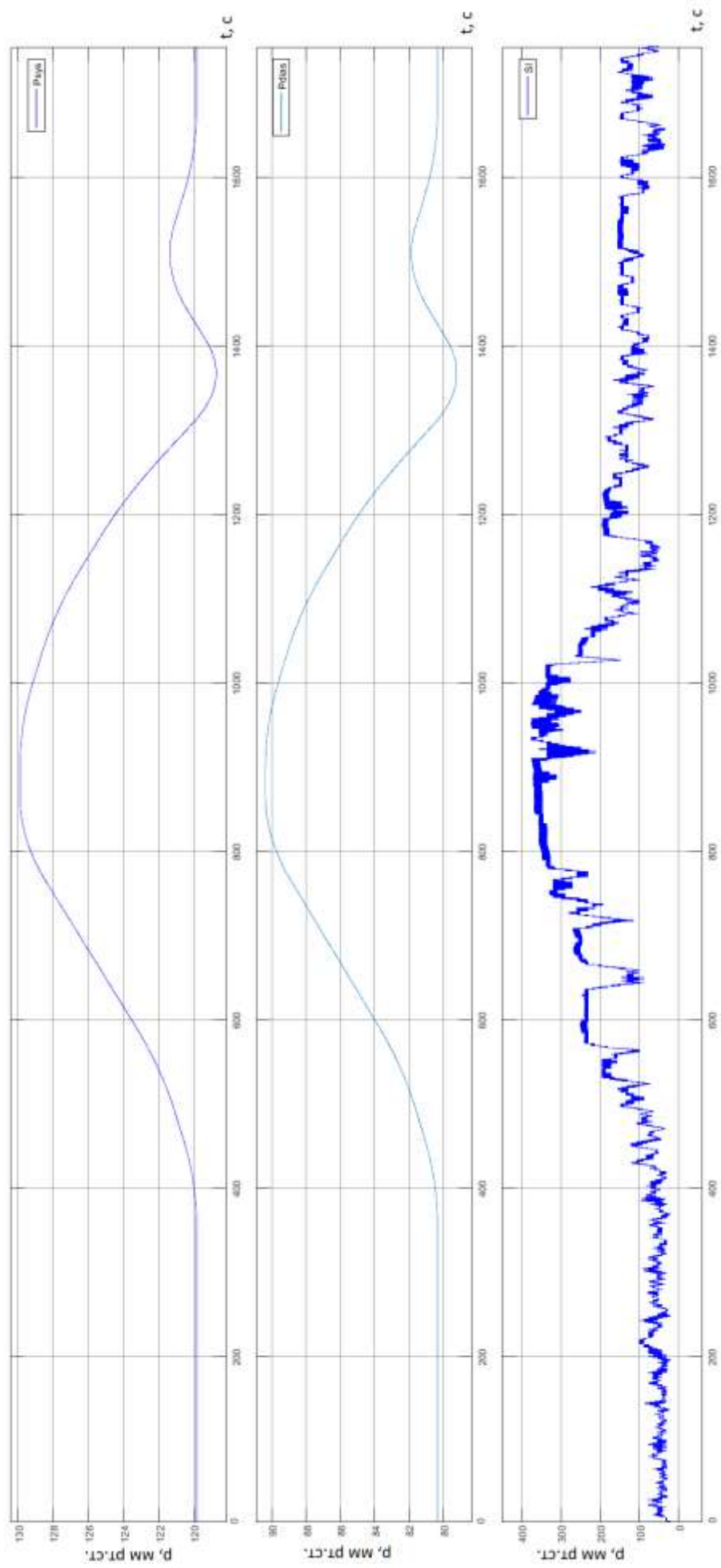


Рисунок 3.14 – Результаты моделирования работы пристрою для сигналу 2

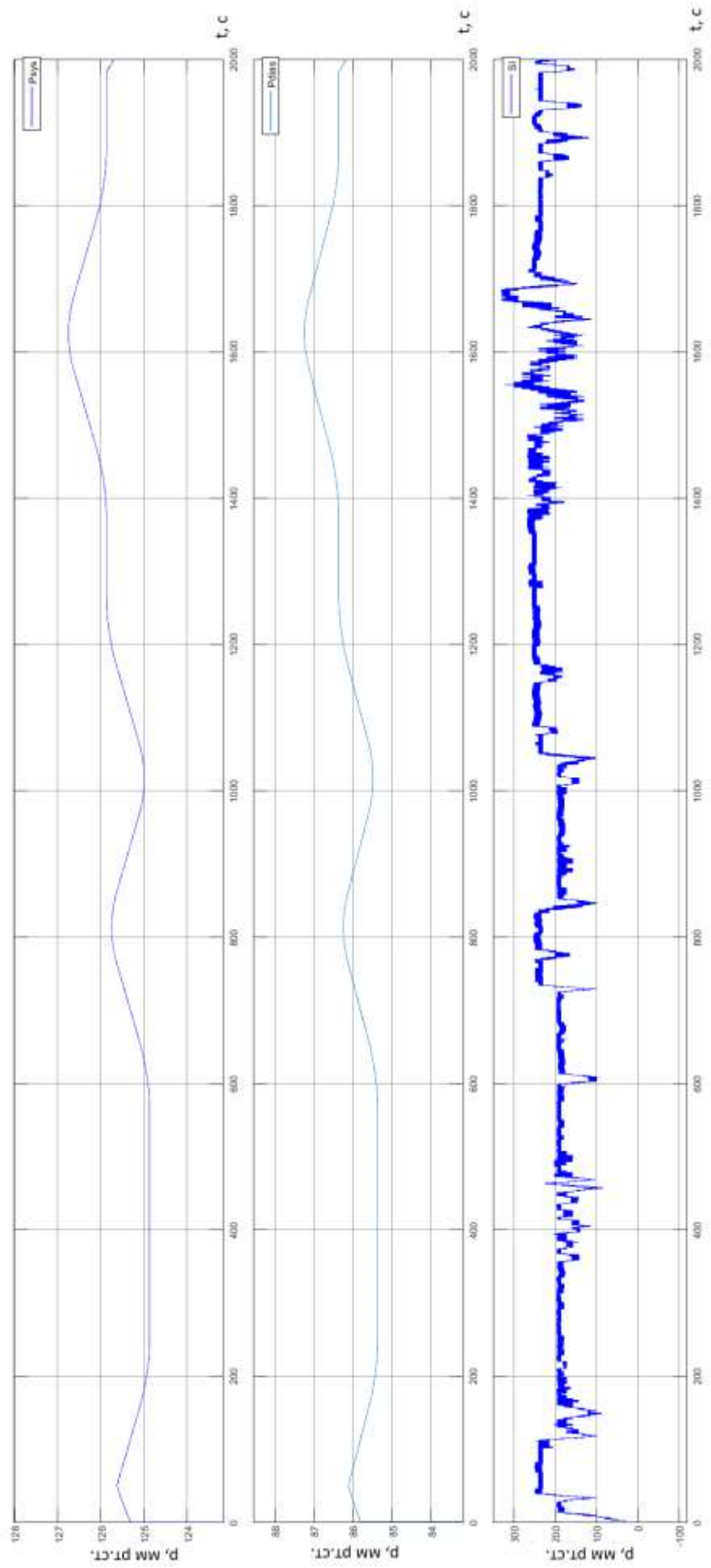


Рисунок 3.15 – Результаты моделирования работы пристрою для сигналу 3

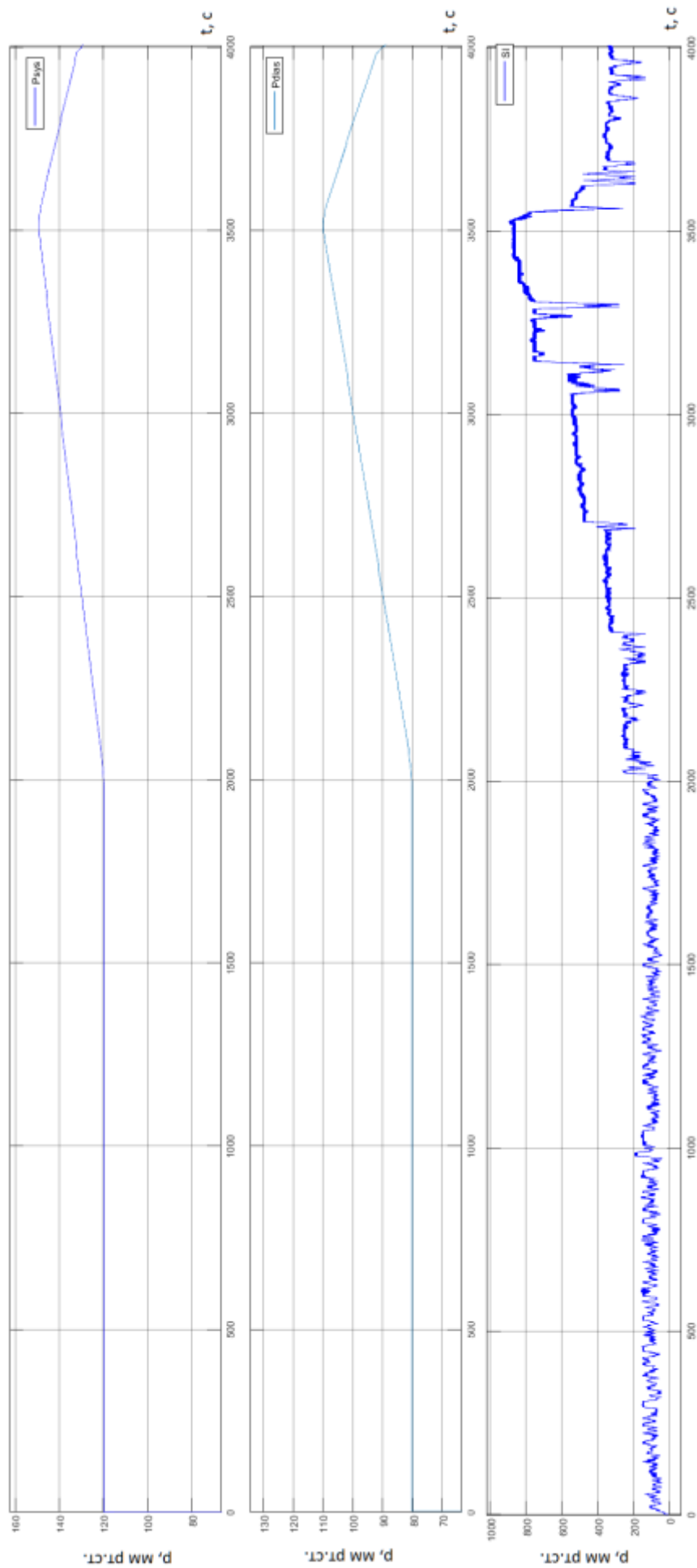


Рисунок 3.16 – Результаты моделирования работы пристрою для сигналу 4

Рисунки 3.13-3.16 відображають результат моделювання неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску пацієнта з урахуванням емоційної складової та артефактів руху. На цих рисунках видно, що сигнал виявлення стрес-індексу не спотворився артефактами руху.

3.4 Аналіз похибки вимірювання параметрів тиску методом cNIBP для запропонованих моделей

Рисунок 3.3 і 3.4 показують результат роботи алгоритму при статичному та динамічному тиску. Результати наочно показують здатність системи вимірювати зміну систолічного та діастолічного тисків пацієнта та відтворювати пульсову хвилю згідно з цими показниками.

Бачимо, що на рисунку 3.6 і 3.7 для статичного та динамічного тиску похибка без врахування артефактів руху складає близько 40%. Цей показник є дуже великим і вказує на необхідність врахування артефактів руху в системі.

Рисунки 3.8 і 3.9 з реалізацією алгоритму врахування в системі артефактів руху показують, що похибки значно зменшилися.

При статичному тиску (рис.3.8) похибка складає близько 0,5% а при динамічному - до 5%. Такі показники вказують на успішну роботу алгоритму та змогу подальшого використання для різних систем. Для цього було проаналізовано систему з урахуванням емоційної складової, а саме стрес індексу. На рисунках 3.13-3.16 ми бачимо, що артефакти руху не вплинули на виявлення стрес індексу в системі.

3.5 Висновки до розділу 3

Проаналізувавши основні методи, що використовуються для врахування артефактів руху у сучасному приладобудуванні і на основі проблем, що були виявлені в попередніх наробках був удосконалений алгоритм cNIBP для врахування артефактів руху.

Цей алгоритм був успішно реалізований в програмній системі Matlab Simulink. В результатах моделювання алгоритму без врахування артефактів руху похибка становила майже 40% , а з урахуванням похибка коливається в діапазоні від 0,5 до 5%, можна сказати що реалізація алгоритму успішна.

Проаналізувавши вплив стресу на артеріальний тиск, було визначено, що всі біофізичні процеси в артеріях не можуть бути повністю реалізованими в одній моделі. Тому використовуючи спрощення для математичної моделі впливу стресу на артеріальний тиск, було вирішено врахувати лише зміну концентрації адреналіну в крові. Артеріальний тиск має чітко виражену залежність від концентрації адреналіну в крові. За допомогою розробленого алгоритму в середовищі *Simulink* програмної системи *MATLAB* наочно показано, як взаємодіють стрес та артеріальний тиск пацієнта.

Отже, за допомогою проведених досліджень з різними записами RR-інтервалів при різних емоційних станах, можна сказати, що система працює коректно, враховуючи артефакти руху, виявляючи стрес-індекс Баєвського та реєструючи систолічний та діастолічний артеріальний тиск пацієнта.

4 РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ СНІВР З УРАХУВАННЯМ АРТЕФАКТІВ РУХУ

4.1 Принцип роботи та основні елементи пристрою

Для розробки пристрою в якості основи скористаємось схемою вимірювання артеріального тиску методом Пенъяз (рис 1.5). Керуючий сигнал для зміни тиску – фотострум фотодіода. Світловий сигнал на фотодіод подається за допомогою світлодіода.

Основна вимога до вибору цих елементів є їх спектральна узгодженість. Зазначивши, що ці елементи будуть розташовані в манжеті на пальці, варто врахувати їх розмір – він має бути мінімальним. При цьому світлодіод має генерувати світло з достатньою силою для засвітлення кінцівки, а фотодіод має забезпечувати швидкодію, достатню для фіксації сигналу про зміни об'єму артерії. Врахувавши ці вимоги та проаналізувавши ринкову пропозицію, було обрано наступні електронні компоненти:

- Світлодіод – *SFH 4725S*
- Фотодіод – *TSOP36336TT*

Сигнали, фотоструму фотодіода та керування світлодіодом для забезпечення найбільшої точності вимірювань слід відфільтрувати та підсилити.

Для досягнення цих задач створено безліч аналогових “*front-end*” мікросхем (*analog front-end controller, AFEC*), які розроблені спеціально для медичних пристроїв, зокрема пульсоксиметрів. Для реалізації в пристрої, що розробляється оптимально підходить мікросхема *AFE4400* виробництва компанії *Texas Instruments*. Блок-схема цієї мікросхеми зображена на рис.4.1.

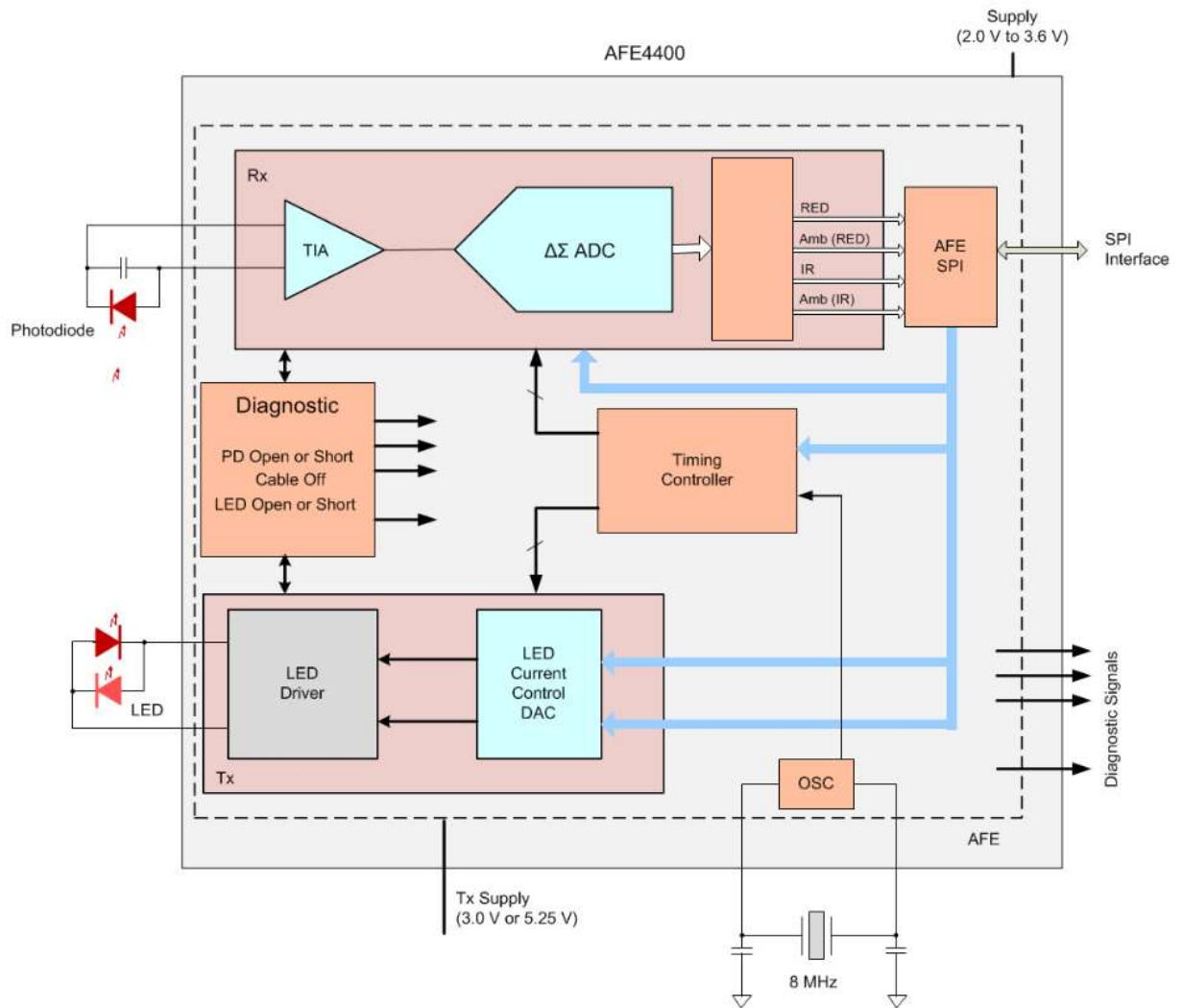


Рисунок 4.1 – Блок-схема аналогової фронт-енд мікросхеми AFE4403.

Як видно з рис.4.1, до цієї схеми підключаються керуючий пристрій за допомогою протоколу послідовної передачі даних SPI з одного боку, та світлодіод та фотодіод з іншого. Також в цій системі представлені два світлодіоди: інфрачервоного та червоного випромінювання, вони реалізують список задач, що представлений для пульсоксиметричних вимірювань.

В якості керуючого пристрою, як для цієї мікросхеми, так і для всього пристрою оптимальним рішенням є мікроконтролер.

Мікроконтролер – комп'ютер на одній мікросхемі. Призначений для управління різними електронними пристроями і здійснення взаємодії між ними відповідно до закладеної в мікроконтролер програми.

Основними класифікаційними ознаками мікроконтролерів є:

Розрядність даних, оброблюваних арифметико-логічним пристроєм (АЛП). За цією ознакою вони діляться на 4-, 8-, 16-, 32- і 64-розрядні.

Тактова частота, або, швидкість шини, визначає кількість обчислень, що може бути виконано за одиницю часу. В основному продуктивність мікроконтролера і споживана їм потужність збільшуються з підвищенням тактової частоти. Продуктивність мікроконтролера вимірюють в *MIPS (Million Instructions per Second* – мільйонах інструкцій в секунду) [52].

Можна виділити три основні види пам'яті, використовуваної в МК:

- а) Регістри МК;
- б) пам'ять даних;
- в) пам'ять програм.

Регістри МК – цей вид пам'яті, що включає внутрішні регістри процесора і регістри, які служать для управління периферійними пристроями. Пам'ять даних призначена для зберігання змінних в ході виконання програми. Пам'ять програм є постійною пам'яттю, що призначена для зберігання програмного коду і констант.

В даний час протоколи програмування сучасної *EEPROM* пам'яті дозволяють виконувати програмування МК безпосередньо в складі системи де він працює. І тепер періодично можна оновлювати програмне забезпечення МК без видалення з плати.

Функціонально *Flash*-пам'ять мало відрізняється від *EEPROM*. Основна відмінність полягає в здатності стирання записаної інформації. У пам'яті *EEPROM* стирання проводиться окремо для кожного осередку, а в *Flash*-пам'яті стирання здійснюється цілими блоками.

ОЗП (*RAM*) – оперативний пристрій, який використовується для збереження даних. Кількість циклів зчитування і записування в ОЗП необмежене, але при відключенні живлення вся інформація втрачається [53].

Проаналізувавши ринкові пропозиції, було вибрано 32-розрядний мікроконтролер *STM32WB55CG*, який має тактову частоту 64 МГц, 1 Мб пам'яті *Flash*, 256 кБ пам'яті *RAM*, 16 АЦП, контролер *LCD*, та модуль *Bluetooth* для можливої синхронізації пристрою зі смартфоном чи планшетом.

Сигнал, що надходить до мікроконтролера мікросхеми *AFE4400* є керуючим для пристроїв нагнітання та спускання тиску в манжеті. В якості пристрою нагнітання вибрано електропневматичну помпу *MPA200*, що дозволяє генерувати тиск до 260 мм рт. ст..

В якості пристрою для спускання зайвого тиску вибрано електрично керований електропневматичний клапан.

В основі електропневматичних як помпи так і клапана лежить колекторний двигун. Для управління ним використовується драйвер двигуна *L298N*, що керується за допомогою ШІМ.

Для зчитування показань тиску в манжеті використовується аналоговий сенсор тиску *WT22* з діапазоном вимірювання 0...35 кПа. Для того щоб передати отриманий сигнал на мікроконтролер, його треба оцифрувати за допомогою високоточного АЦП. Оптимальним рішенням для реалізації постановки цієї задачі є використання 24-розрядного сігма-дельта $\sigma - \delta$ АЦП *AD7190*, що за допомогою протоколу *SPI* передаватиме зчитаний оцифрований сигнал (значення артеріального тиску) на мікроконтролер.

Для калібрування, налаштування пристрою, а також для відображення значень діастолічного, систолічного артеріального тисків та стрес-індексу використаємо 2,2 -дюймовий *BC-0029* сенсорний дисплей, що підключається до мікроконтролера з протоколом передачі даних *SPI*.

Для живлення розробленої схеми слід застосувати мікросхему та акумулятор зарядного пристрою, враховуючи компактність пристрою. В якості мікросхеми зарядного пристрою оберемо *MCP73871-2CCI/ML*.

Напруга живлення цієї мікросхеми складає 6 В, тому для подачі потрібної напруги слід врахувати також додатковий DC/DC перетворювач для

основного AC/DC джерела живлення. На всю систему подаватимемо живлення від AC/DC перетворювача – 9 вольт, тому був вибраний LM2596 DC/DC перетворювач, який зможе виконати перетворення напруги 9 В – 6 В.

Для розробки медичних пристроїв, щоб забезпечити комфорт та захист пацієнта, потрібно враховувати всі можливі ситуації розладу системи: як механічні так і програмні.

Добре продумана система безпеки повинна здійснювати додатковий контроль за можливими ризиками некоректної роботи продукту. Блок, що відповідає за непередбачувані випадки складатиметься з таких же компонентів електропневматики як і в основній системі (драйвер, сенсор тиску та електричний клапан для спускання). Але до логічного пристрою, що підключений до цієї системи, повинні висуватися спрощені вимоги. Мікроконтролер, підключений в автономну систему захисту, зв'язується з мікроконтролером в якості додаткової системи скидання. Якщо під час роботи пристрою сталася якась помилка: тиск у манжеті лінійно росте або сигнал тиску не пульсує разом з артерією пальця, тоді прилад скидає повітря в манжеті, щоб запобігти перетисканню тиском пальця і тим самим слугує аварійним відключенням. В якості другого мікроконтролера використовується мікроконтролер пониженого енергоспоживання *STM8L051F3*, оскільки це оптимальне рішення для реалізації простої контролюючої системи.

Структурну схему пристрою зображено на рис 4.2.

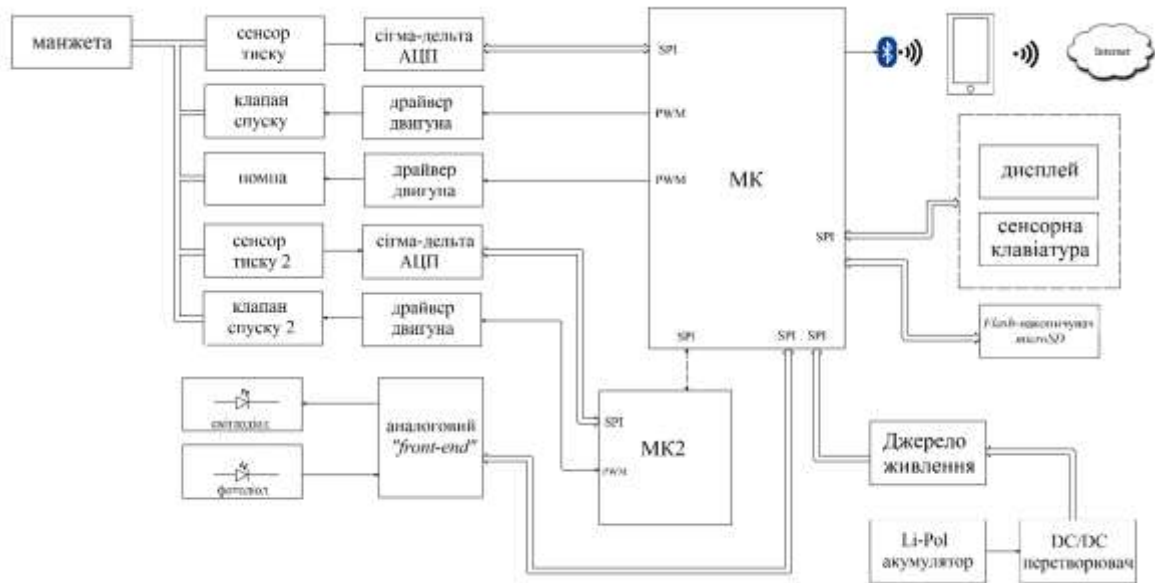


Рисунок 4.2 – Структурна схема пристрою

Для зберігання інформації про стан пацієнта можна використати *Flash*-накопичувач *microSD*. Це означає, що нам слід скористатися будь-якою доступною на ринку картою пам'яті *microSD* та роз'ємом для неї. Роз'єм слід обирати вже при реалізації пристрою.

Також мікроконтролер дозволяє синхронізуватися із смартфоном за допомогою Bluetooth для передачі отриманого сигналу.

4.2 Удосконалення пристрою з урахуванням артефактів руху

Для реалізації врахування артефактів руху, які були зазначені в 3 та 2 підрозділі було розроблена більш повна структурна схема пристрою, представлена на рис.4.3.

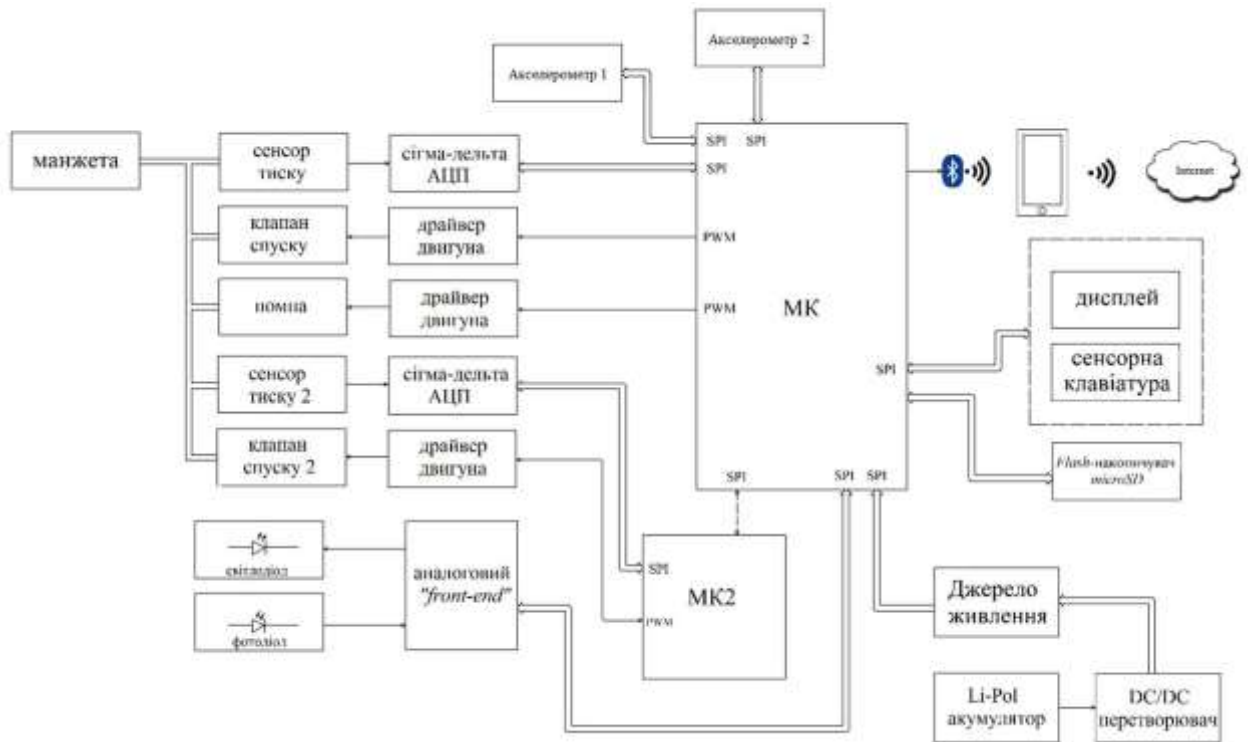


Рисунок 4.3 – Удосконалена структурна схема пристрою

В даній структурній схемі відбулося додавання двох акселерометрів, один розташовується біля серця другий на руці. Завдяки цим акселерометрам фіксується різниця компоненти z цих прискорень і знаходиться прискорення відносно серця.

4.3 Обґрунтування вибору акселерометру для апаратної реалізації алгоритму врахування артефактів руху

Для з'ясування типу акселерометру, що буде використовуватися в пристрої, відбувся огляд основних типів акселерометрів, що найбільш широко використовуються у медицині .

По-перше було розглянуто ємнісні датчики. Вони використовуються для вирішення широкого кола завдань. Цей тип пристроїв дозволяє визначати

положення, переміщення, прискорення і багато інших параметрів. Застосування ємнісних технологій в медицині асоціюється саме з акселерометрами, які отримали найбільш широке поширення завдяки їх високій чутливості, стабільності при детектуванні статичного прискорення, малого дрейфу, низькою температурної чутливості, малої споживаної потужності, високої надійності, хорошим шумовими властивостями, задовільного дозволу й точності, низькою ціною. Принцип дії ємнісного акселерометра (змінна ємність) заснований на зміні ємності чутливого елемента з електродами при переміщенні інерційної маси, що є його частиною, під дією прискорення.

По-друге, це мікромеханічний акселерометр. Ці акселерометри є найбільш розповсюдженими в медицині. Принцип дії їх заснований на несиметричному підвісі рухомої рамки, завдяки чому здійснюється реєстрація сили прискорення, спрямованої перпендикулярно площині. Більшість МЕМС-акселерометрів використовує принцип, в якому прискорення змінює відстань d між обкладинками і, таким чином, ємність конденсатора. Датчик перетворює зміну ємності акселерометра у вихідний сигнал - електричний заряд, напруга або струм.

Для врахування тиску кров'яного стовпа руки, як було зазначено в розділах 2 і 3, нам необхідно отримати значення прискорення манжети відносно серця, тому нам необхідно використати два акселерометри. В якості акселерометра оберемо трьохосьовий LIS3DH характеристики якого цілком задовольняють потреби для розрахунків переміщення руки (діапазон до 16g) та підтримує протокол передачі даних SPI/I2C

4.4 Перелік компонентів схеми

При попередньому аналізі всіх можливих пристроїв та датчиків, оцінці їх з точки зору надійності, ціні, стійкості, тощо. Був сформований перелік всіх компонентів схеми(рис.4.2), що можна представити у вигляді таблиці.

Таблиця 4.1 – Перелік всіх компонентів схеми (рис.4.2)

Назва	Серійний номер
<i>DC/DC</i> перетворювач	<i>LM2596</i>
Аналогова мікросхема “ <i>front-end</i> ”	<i>AFE4400</i>
Джерело живлення	<i>MCP73871-2CCI/ML</i>
Дисплей модуль	<i>BC-0029</i>
Драйвер двигуна	<i>L298N</i>
Помпа	<i>MPA200</i>

Продовження таблиці 4.1

Мікроконтролер 1	<i>STM32WB55CG</i>
Мікроконтролер 2	<i>STM8L051F3</i>
Світлодіод	<i>SFH 4725S</i>
Сенсор тиску (1-2)	<i>WT22</i>
Сігма-дельта АЦП	<i>AD7190</i>
Фотодіод	<i>TSOP36336TT</i>
Акселерометр	<i>LIS3DH</i>

Також одним із фактору вибору компонентів, що представлені в таблиці 4.1 є використання додаткової автономної системи безпеки пацієнта є необхідним для відповідності стандарту ІЕС 80601-2-30:2009.

Мікроконтролер, що керує цією системою вже не обов'язково повинен мати такі ж характеристики, що й перший мікроконтролер. Оскільки він має лише слідкувати за коректною роботою першого мікроконтролеру було обрано 8-ми бітний мікроконтролер *STM8L051F3* з тактовою частотою 16 МГц. Для виконання завдання цього достатньо, адже пристрій повинен бути не тільки багатофункціональним, а й дешевим порівняно з іншими приладами.

4.5 Висновки до розділу 4

Проаналізувавши попередньо описану в першому розділі структурну схему методу Пенъяз, було визначено основні складові пристрою. В структурній схемі пристрою, як і в структурній схемі системи Пенъяз, було використано електропневматичну систему спускання/ накачування повітря в манжеті та оптичну систему зчитування рівня пульсацій в артерії кінцівки. Врахування мікроконтролеру з алгоритмом, розробленим в розділі 3, вдосконалює систему, яка може бути реалізована практично.

Вибір мікроконтролеру *STM32WB55CG* здійснювався виходячи з декількох вимог. По-перше, мікроконтролер повинен підтримувати достатню кількість протоколів передачі даних для забезпечення роботи з іншими елементами структурної схеми а також модуль *Bluetooth* для бездротового зв'язку з іншими пристроями без додаткових модулів. По-друге, він повинен мати достатню тактову частоту (64 МГц) для достатньої швидкодії при неперервному вимірюванні артеріального тиску в пацієнта.

Вибір інших компонентів також проводився згідно поставлених задач до кожного конкретного блоку структурної схеми пристрою, був успішно реалізований та представлений у розділі.

5 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ

5.1 Опис ідеї проекту

Опис пристрою неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску з урахуванням артефактів руху.

Таблиця 5.1

Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Розробка пристрою вимірювання артеріального тиску з урахуванням артефактів руху та виявленням стресс індексу.	1.Медичні прилади для стаціонарного неперервного використання. 2. Медичний пристрій для амбулаторного використання .	Можливість проводити довготривале вимірювання артеріального тиску не змінюючи свого ритму життя.

Таблиця 5.2

Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

Техніко-економічні характеристики ідеї	Потенційні товари/концепції конкурентів				(слабка сторона)	(нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
	Мій проект	Конкурент 1	Конкурент 2	Конкурент 3			
Економічні	12 5 у.о.	290 у.о.	426 у.о.	16 0у.о.			
Призначення	Прогнозування артеріального тиску для амбулаторного неперервного використання	Прилад вимірювання артеріального тиску для неперервного стаціонарного використання	Прилад вимірювання артеріального тиску для домашнього використання	Прогнозування артеріального тиску для амбулаторного використання один або			

				два рази за добу			
--	--	--	--	---------------------	--	--	--

Продовж. табл. 5.2

Надій ності	Ви користан ня точного алгоритм у врахуван ня артефакт ів руху системи	Вик ористання недостатн ньо точного врахуванн я артефакті в руху системи	Вик ористання доволі алгоритму врахуванн я артефакті в руху системи низької точності	Ви користан ня точного о методу вимірюв ання, але що бакуєтьс я на людсько му факторі			
Техно логічні	Пр оста технолог ія, пристрій не потребує підлашту вань	При стрій потребує подальши х підлаштув ань	При стрій потребує подальши х підлаштув ань	Пр истрій не потребує подальш их підлашту вань			

Продовж. табл. 5.2

Ергономічні	Система тема компактна, зручна в керуванні та налаштуванні	Система не компактна, зручна в керуванні та налаштуванні	Система компактна, зручна в керуванні та налаштуванні	Система тема компактна, зручна в керуванні та налаштуванні			
Органолептичні	-	-	-	-			
Транспортоздатність	Малі габарити, легко транспортується.	Масивні габарити, але легко транспортується.	Малі габарити, легко транспортується.	Малі габарити, легко транспортується.			
Екологічності	-	-	-	-			
Безпечності	Безпечно	Безпечно	Безпечно	Безпечно			

Конкурент 1: Пристрій вимірювання артеріального тиску
осцилометричним методом

Конкурент 2: Фітнес браслет

Конкурент 3: Тонometr

5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Таблиця 5.3

Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Технологічність та надійність.	Розробка алгоритму cNIBP з урахуванням артефактів руху	Наявна	Доступно
		Розробка пристрою врахування алгоритму на основі Matlab Simulink	Наявна	Доступно.
		Обрана технологія реалізації ідеї проекту: cNIBP		

5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту представлена в табл. 5.4.

Таблиця 5.4

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
	Кількість головних гравців, од	3
	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	3257
	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Є
	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	250

Ринок є привабливим для входження.

Таблиця 5.5

Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних	Вимоги споживачів до товару
-------	--------------------------	--------------------------------------------	--------------------------------------------	-----------------------------

			цільових груп клієнтів	
	Вимірювання артеріального тиску в домашніх умовах	Державні лікарні, частні медичні заклади, пацієнти з хворобами серця.	Певні клієнти мають над собою жорсткий контроль щодо вартості предмету закупівлі.	Легкість в керуванні, компактність, надійність.

Таблиця 5.6

Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Кваліфікований персонал	Продукт потребує точності виготовлення, тому технологічний процес має контролювати кваліфікований персонал	Пошук персоналу у науково-дослідних інститутах та організаціях
с	Технологічне обладнання	Для створення продукту потрібне сучасне технологічне	Залучення інвесторів

		обладнання дорого коштує	що	
--	--	-----------------------------	----	--

Таблиця 5.7

Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Спонукає розробляти і виробляти нові продукти, знижувати витрати їх виробництва і вартість	Ускладнення структури та функціональної наповненості товару
2.	Попит	Існування стійкого попиту означає, що більшість клієнтів мають зацікавленість у введенні інновацій	Рекламна діяльність, просування товару на тематичних форумах, в інститутах, соціальних мережах, медичних закладах

Таблиця 5.8

Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції олігополія	На ринку присутня невелика кількість фірм, які займаються випуском пристроїв вимірювання артеріального тиску, спрямованих на використання у медичній сфері	Підвищувати якість товару за рахунок використання передових технологій та залучення кваліфікованого персоналу
2. За рівнем конкурентної боротьби міжнародний	Місцезнаходження фірм не обмежується територіально; офіси розміщено у різних містах і країнах	Залучати дистриб'юторів для продаж у різні країни

Продовж. табл.5.8

3. За галузевою ознакою внутрішньогалузева	Економічна боротьба між різними товаровиробниками, які діють в одній галузі економіки, виробляють і реалізують однакові товари, що задовольняють одну й ту саму потребу, але мають відмінності у виробничих затратах, якості, ціні, тощо.	Слідкувати за продуктами конкурентів
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова	Конкуренція між товарами одного виду	Покращувати якість товару
5. За характером конкурентних переваг - цінова	Передбачає продаж продукції за більш низькими цінами, ніж конкуренти.	Продавати товар за низькою ціною.
6. За інтенсивністю - марочна	Боротьба носить явно виражений марочний характер, велике значення набуває брендинг	Реклама товару, створення символіки продукту

Таблиця 5.9

Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	“Cardiomo”, “Caretaker”	Немає	Товар продається дистриб'юторами	Вимоги до якості	Замінників немає
Висновки:	Інтенсивність досить висока, бо продукт є наукоємким і тому не кожна фірма здатна розробити такий продукт	Немає	Постачальники не диктують умови роботи на ринку	Товар має бути якісним	Обмежень немає

Для того, щоб бути конкурентоспроможним на ринку для розробки товару потрібно залучати висококваліфікованих спеціалістів у галузі науки та програмування.

Таблиця 5.10

Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
-------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------

Ступінь задоволення потреб користувача.	Продукт має мати зручний механізм керування.
Якість розробки з точки зору оптимальності показників надійності	Продукт має працювати стабільно при різних зовнішніх артефактах руху, та внутрішніх змін у організмі таких як нервові сплески
Наявність наукових ресурсів	Необхідні кваліфіковані кадри для оптимізації розрахованих даних.
Економічний (ціна товару)	Ціна товару не має бути занадто висока, щоб знайти потенційних покупців та сформувати імідж фірми.

Таблиця 5.11

**Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «пристрою
неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску з
урахуванням артефактів руху»**

Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів						
		-3	-2	-1	0	1	2	3
Ступінь задоволення потреб користувача.	15			X				

Продовж. табл.

Якість розробки з точки зору оптимальності показників надійності	14			X				
------------------------------------------------------------------	----	--	--	---	--	--	--	--

Наявність наукових ресурсів	17					X		
Економічний (ціна товару)	20	X						

Таблиця 5.12

SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: економічна (ціна товару).	Слабкі сторони: ступінь задоволення потреб користувача.
Можливості: знижувати витрати на виробництво продукції, покращувати якість продукту; формування попиту у користувачів за рахунок рекламної діяльності.	Загрози: потрібно знайти людей з певними навичками і знаннями і запропонувати вигідні умови для співпраці до того як це зроблять конкуренти; технічне забезпечення та певні умови для тестування працездатності продукту.

Таблиця 5.13

Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
Дослідження поведінки споживачів, пошук наукових	95 %	1 рік

ресурсів, створення реклами, взаємодія з органами державної влади.		
Дослідження поведінки споживачів, пошук інвесторів, пошук наукових ресурсів, створення програмного забезпечення, тестування	80%	2 роки
Приватні підприємства	Готові	Високий
Які цільові групи обрано: обрано цільову групу №1 та №2.		

Обрано альтернативу № 1.

5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 7.14

Вибір цільових груп потенційних споживачів

Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
Державні установи	Готові	Високий	Середня	Середня

Таблиця 5.15

Визначення базової стратегії розвитку

О брана альтер натива розвит ку проект у	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспромо жні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	За рахунок великих можливостей по об'ємах збуту товарів (портфеля укладених контрактів на постачання) і продуктивності підприємство може добитися менших витрат	Витрати на виробництво	Стратег ія лідерства на витратах
2	Надання товару важливих з точки зору споживача відмітних властивостей, які роблять товар відмінним від товарів конкурентів. Така відмінність може базуватися на різних	Формування попиту у користувачів за рахунок спеціалізованого функціоналу та	Стратег ія диференціації

	об'єктивних або суб'єктивних, відчутних і невідчутних властивостях товару бути уявною чи реальною .	високої якості товару	
--	-----------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------	--

Обрано стратегію лідерства на витратах.

Таблиця 5.16

Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
Ні	Так	Так, основний функціонал, якісні і кількісні показники	Наслідування лідера

Таблиця 5.17

Визначення стратегії позиціонування

Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
Пристій вимірювання артеріального тиску з урахуванням артефактів руху	Лідерства на витратах.	Середня ціна, порівняно з конкурентами, просте керування, компактність.	Оптимальне співвідношення ціна/якість, наукоємність, співпраця.

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 5.18

Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
Простота використання пристрою та зчитування реєстраційних даних	Компактність, можливість неперервного вимірювання вдома	Використання дешевих матеріалів, висока надійність.

Таблиця 5.19

Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за здумом	Пристрій неперервного неінвазивного вимірювання артеріального тиску з урахуванням стресс-індексу та артефактів руху		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	M/ Hm	p/T x /Tл/ E/O p
	1. Змога використання для амбулаторних досліджень. 2. Низька ціна 125 у.о. 3. Використання механізму керування 4. Система зручна в керуванні та налаштуванні.	M M M M	
III. Товар із підкріпленн ям	До продажу: гарантія, надання кредиту. Після продажу: монтаж, , доставка, обслуговування.		

Таблиця 5.20

Визначення меж встановлення ціни

Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
-	200 – 1000 у.о.	10000 у.о. і вище	100 – 500 у.о.

Таблиця 5.21

Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Замовлення товару на сайті або у локального дистриб'ютора	Встановлення контакту, інформування, поділ, зберігання, сортування	Канал першого рівня	Дистриб'ютор збуває продукцію покупцям

Таблиця 5.22

Концепція маркетингових комунікацій

Специфіка поведінки	Канали комунікацій, якими користуються	Ключові позиції, обрані для	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
---------------------	----------------------------------------	-----------------------------	----------------------------------	--------------------------------

цільових клієнтів	я цільові клієнти	позиціонування		
Використання товару у цілях вимірювання артеріального тиску у пацієнтів.	Опосередковані - канал комунікації, коли інформація передається від інформатора до інформованої особи через дистриб'ютора.	Низька ціна, проста система керування	Поширення відомостей про сервіс, демонстрація солідарності підприємств, безумовного виконання взятих на себе зобов'язань; інформація про випробування товару і поліпшення його задля споживачів.	Звернення засноване на відмінностях між рекламованим товаром і тим, що пропонують конкуренти. Звернення ґрунтується на тому чи іншому мотиваційному підході, покликаному впливати на споживчі переваги покупців - наприклад, функціональну перевагу, задоволення, імідж, простоту у використанні, захоплення і альтруїзм.

5.6 Висновки до розділу 5

Розглянуто принцип побудови та розроблення стартап проекту для пристрою неперервного неінвазивного вимірювання артеріального тиску з урахуванням стресс-індексу та артефактів руху.

Отриманий результат є досить непоганим у порівнянні з існуючими конкурентами, і тому, може впроваджуватись на ринок.

ВИСНОВКИ

В даній роботі було проведено аналіз літератури, огляд ринку медичного обладнання і методик, в результаті яких була виявлена необхідність поліпшення вже існуючої системи неперервного неінвазивного вимірювання артеріального тиску (*cNIBP*) методу Пенъяз за допомогою врахування у неї артефактів руху.

Даний метод забезпечує неперервний моніторинг артеріального тиску, використовуючи техніку розвантаження судин. Ця техніка основана на регулюванні тиску підтриманням об'єму крові у пальці постійним у часі, рівним об'єму, котрий при калібровці вибраний як “розвантажуючий” судини.

Для реалізації даної задачі за допомогою середовища *MATLAB Simulink* було реалізовано модель неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску пацієнта та розроблено програмне забезпечення алгоритму врахування артефактів руху. Математичний опис процесів гемодинаміки артеріального тиску в судинах, зокрема зміни об'єму артерії та її взаємодії з артеріальним тиском, стали основою для математичного моделювання.

Для розробки алгоритму було використано реальні дані акселерометра для моделювання з відкритої бази PhysioBank. Цей алгоритм був успішно реалізований в програмній системі Matlab Simulink. Згідно з результатами похибка у вимірюванні артеріального тиску без урахування артефактів руху становила майже 40%, а з урахуванням коливається в діапазоні від 0,5 до 5%, похибка зменшилася майже у 8 разів.

Запропоновано спосіб сумісного вимірювання стрес-індексу в моделі на основі алгоритму знаходження стрес-індексу методом варіаційної пульсометрії. На основі цієї моделі реалізовано модель *cNIBP* з врахуванням у ній стрес-індексу. Врахування стрес-індексу в моделі розширило функціонал

існуючих систем неперервного моніторингу артеріального тиску Пенъяз методом, в порівнянні з існуючими пристроями.

Була розроблена структурна схема пристрою. Всі компоненти цього приладу були вибрані у відповідності до технічних вимог. Одним з головних елементів схеми є мікроконтролер. Використання мікроконтролеру *STM32WB55CG*, що містить у собі можливість передачі даних по каналу *Bluetooth*, значно розширює діапазон можливостей даного пристрою – дозволяє синхронізуватися зі смартфоном щоб оперативно і наглядно передавати пацієнту інформацію про стан його здоров'я.

Врахування артефактів руху відбулося за рахунок додавання у пристрій двох акселерометрів та вдосконалення алгоритму роботи пристрою, що базується на зчитуванні прискорення по осі *z*, математичній обробці та моделюванні в *Matlab Simulink*. Був обраний трьохосьовий *LIS3DH* характеристики якого цілком задовольняють потреби для розрахунків переміщення руки та цей акселерометр підтримує протокол передачі даних *SPI/I2C*

Також важливою є система безпеки в пристрої, роль якої в схемі виконує мікроконтролер *STM8L051F3*, клапан спуску повітря в манжеті та резервний сенсор тиску. Ця система є одним із основних критеріїв розробки медичного обладнання і є важливою складовою у медичних приладах, тому використання її в структурній схемі є необхідністю, обумовленою стандартом *IEC 80601-2-30:2009*.

В подальших розробках системи планується ускладнення алгоритму врахування артефактів руху та впровадження системи масового неперервного неінвазивного моніторингу артеріального тиску.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Ремоделирование левого желудочка у больных гипертонической болезнью и ишемической болезнью сердца в зависимости от вариабельности артериального давления / В.Д. Сыволап, Я.В. Земляной // Запорожский медицинский журнал. – 2011. – Т.13, вып. 6. –С. 61
2. Poulter N.R. Can we improve BP control rates? / Poulter N.R.// Lessons from the Health Survey for England. 2006. Medicographia. – 2010. – P. 227–234.
3. Чепкий Л.П., Новицька-Усенко Л.В., Ткаченко Р.О. Анестезіологія та інтенсивна терапія / Чепкий Л.П. – М. : Вища школа, 2003. –199. – 200 с.
4. Nitzan M. et al. Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by Korotkoff sounds // Sensors. 2013, Т. 13. №. 11. С. 14797–14812.
5. Парашин В. Б., Симоненко М. Н. Техничко-метрологические аспекты измерения артериального давления осциллометрическим методом // Медицинская техника. 2010, №. 1. С. 22–26.
6. Geddes L. A. Handbook of blood pressure measurement / Geddes L. A. // Springer Science & Business Media. – 2013.
7. Значення добового моніторингу артеріального тиску у практиці сімейного лікаря: науково-методичне видання / М. М. Гечко, К. І. Чубірко, І. В.Чупей, К. Е. Маршалик, Х. А. Гечко. – К. : 612.461:616.6-073, 2013. – 23-26 с.
8. Den Hond E. et al. Determinants of white-coat syndrome assessed by ambulatory blood pressure or self-measured home blood pressure/ Den Hond E.// Blood pressure monitoring. – 2003. – Т. 8. №. 1. – С. 37–40.
9. Mancia G. et al. 2013 ESH/ESC guidelines for the management of arterial hypertension: the Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the

- European Society of Cardiology (ESC) / Mancia G. // Blood pressure. – 2013. – Т. 22. №. 4. – С. 193–278.
- 10.Современные неинвазивные методы измерения артериального давления для диагностики артериальной гипертензии и оценки эффективности лечения* / А.Н. Рогоза, Е.В. Ощепкова // Атмосфера, Кардиология. – 2009. – Часть 3. – С. 23-25.
 - 11.Antsiperov, V. E., & Mansurov. Arterial blood pressure monitoring by active sensors based on heart rate estimation and pulse wave pattern prediction. Pattern Recognition and Image Analysis // Antsiperov, V. E., & Mansurov // ISSN 1054-6618, Pattern Recognition and Image Analysis, 2016, Vol. 26, No. 3, pp. 533–547
 - 12.J. Peřnáz, Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger, Digest of the 10th InternationalConference on Medical and Biological Engineering—Dresden, 1973.
 - 13.J. Peřnáz, A. Voigt, W. Teichmann, Beitrag zur fortlaufenden indirekten Blutdruckmessung, Z. Innere Med. 31 (1976) ст.1030–1033.
 - 14.A.J.H. Vendrik, R.R. Vierhout, Die unblutige Registrierung des Blutdruckes, Plügerd Arch. 268 (1959) 796.
 - 15.В.Г. Шевчук, В.М. Мороз // Фізіологія. Підручник для студентів вищих навчальних закладів IV рівня акредитації// Вінниця. Нова книга. 20121.С. 308, 2.С. 320 3 с.323-324.
 - 16.Коваленко С. О. Кудій Л. І. // Варіабельність серцевого ритму. Методичні аспекти // Черкаси – 2016// с.8.
 - 17.Пиковский А. Синхронизация. Фундаментальное нелинейное явление / А.Пиковский, М.Розенблюм, Ю.Куртс. – М.:Техносфера, 2003. – 494 с.
 - 18.J. B. Lippincott Stress Without Distress / J. B. Lippincott //Philadelphia Co. – с.1974.

- 19.Баевский Р.М. Физиологические основы кибернетического анализа сердечного ритма // В кн.: Ритм сердца у спортсменов. Под общ. ред. Р.М.Баевского, Р.Е.Мотылянской. – М.:ФиС, 1986. – С.7-20.
- 20.Анохин П.К. Очерки по физиологии функциональных систем / Анохин П.К. // М.: Медицина, 1975. – с.45
- 21.Paul Ekman. Facial expression and emotion. American Psychologist, 48(4):384-392, 1993.
22. P. J. Lang, M. M. Bradley, and B. N. Cuthbert. International affective picture system (IAPS): Technical manual and affective ratings. NIMH Center for the Study of Emotion and Attention, University of Florida.
- 23.James A. Russell. A circumplex model of affect. Journal of Personality and Social Psychology, 39(6):1161-1178, 1980.
- 24.Ноздрачев А.Д. Физиология вегетативной нервной системы / Ноздрачев А.Д. // М.: Издательство медицина Москва. – 1983. – С.14.
- 25.Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука, 1984. 221 с.
- 26.В.Г. Шевчук, В.М. Мороз // Фізіологія. Підручник для студентів вищих навчальних закладів IV рівня акредитації// Вінниця. Нова книга. 20121.С. 308, 2.С. 320 3 с.323-324.
27. Текст лекції доктора физ.-мат. наук А. Цатуряна
Режим доступу до ресурсу : <https://polit.ru/article/2013/04/12/caturyan/>
- 28.Определение артериального давления по тонам Короткова при наличии «аускультативного провала» Артериальная Гипертензия / В.М. Тихоненко, В.В. Пивоваров, А.Ю. Кормилицын, Г.К. УДК 616.12-008.331.–2019. – Т.25(1). –С.90–96
29. Guoxing Wang, Mohamed Atef, and Yong Lian, Towards a Continuous Non-Invasive Cuffless Blood Pressure Monitoring System Using PPG: Systems and Circuits Review, IEEE circuits and systems magazine, THIRD quarter 2018, p. 14-16

30. Takunori Shimazaki, Shinsuke Hara, Breathing Motion Artifact Cancellation in PPG-Based Heart Rate Sensing, Graduate School of Engineering, Osaka City University, p. 1-3
31. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов // М.: ФИЗ-МАТЛИТ, 2013. – 85 с.
32. Баевский, Р.М. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе / Р.М. Баевский, О.И. Кириллов, С.З. Клецкин – М.: Наука, 1994 – 52с. – 222с.
33. Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения / Р.М. Баевский// М.: Медицина, 2000. – 295 с.
34. Популярная медицинская энциклопедия. Гл.ред. Б.В.Петровский. - М: "Советская энциклопедия", 1987, - 704 с.
35. Шахов Э.К., Сухов А.И., Писарев А.П. Простейшая модель тонометра / Шахов Э.К., // Вычислительные системы и технологии обработки информации: Межвузовский сборник научных трудов. - Вып.2(28). - Пенза: Информационно-издательский центр ПТУ, 2003, с.30-37.
36. Шахов Э.К., Сухов А.И., Писарев А.П. Моделирование процесса измерения артериального давления / Шахов Э.К., // Вычислительные системы и технологии обработки информации: Межвузовский сборник научных трудов. - Вып.2(28). - Пенза: Информационно-издательский центр ПТУ, 2003, с.18-29.
37. Ary L. Goldberger, Luis A. N. Amaral, Leon Glass : Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals// Circulation June 13, 2000, с. 2-4.
38. Гамилов Т. М. Математическое моделирование кровотока при механических воздействиях на сосуды// Москва — 2017, с.22, с.104-105.

39. Szablewski, Leszek. Glucose Homeostasis and Insulin Resistance. — Bentham Science Publishers, 2011. — P. 68-70. — ISBN 9781608051892.
40. Адреналин : Физиологическая роль. Режим доступа до ресурсу : http://polyguanidines.ru/a_guanidini&adrenalin&0.htm
41. System and method for heart rate detection with motion artifact reduction / : Venkata Rajesh Pamula // United States patent application publication : US 2018 / 0279958 A1, Oct . 4 , 2018, .—C. 1-10
42. Body-worn system for measuring continuous non-invasive blood pressure (cNIBP) / Matt BANET // United States patent application publication : US 2010/0160795 A1, Jun. 24, 2010, .—C 29-32
43. Artifact-Resistant Power-Efficient Design of Finger-Ring Plethysmographic Sensors / Sokwoo Rhee*, Boo-Ho Yang, and Haruhiko Harry Asada // IEEE transactions on biomedical engineering, Vol. 48, no. 7, july 2001
44. Motion Artifact Reduction in Wearable Photoplethysmography Based on Multi-Channel Sensors with Multiple Wavelengths / Jongshill Lee , Minseong Kim , Hoon-Ki Park , In Young Kim // Sensors 2020, 20, 1493; doi:10.3390/s20051493, .-C 10-14
45. Ахутин В.М. Фотоплетизмоманометр для исследования сосудистой системы и измерения показателей гемодинамики / В.М. Ахутин, С.С. Рвачев, А.В. Чащин, В.М. Щербаков // Медицинская техника. — 1991. - №1. — с. 7-9
46. Парашин В. Б., Симоненко М. Н. Техничко-метрологические аспекты измерения артериального давления осциллометрическим методом // Медицинская техника. 2010, №. 1. С. 22–26.
47. Geddes L. A. Handbook of blood pressure measurement / Geddes L. A. // Springer Science & Business Media. — 2013.
48. Современные неинвазивные методы измерения артериального давления для диагностики артериальной гипертензии и оценки эффективности антигипертензивной терапии // Москва МЕДИКА 2007, с.19-21

- 49.J. Fortin et al. Continuous non-invasive blood pressure monitoring using concentrically interlocking control loops / J. Fortin // Computers in Biology and Medicine №36. – 2006. – С. 942 - 955.
- 50.K.J. Astrom and T.Hagglund. PID Controllers: Theory, Design and Tuning. Research. 2nd Edition. //Triangle Park, North Carolina: Instrument Society of America, 1995.
- 51.В. Е. Анциперов, Г. К. Мансуров Метод неинвазивного активного измерения артериального давления на основе согласованного с оценкой пульса управления датчиком / В. Е. Анциперов // Журнал электроники. – №11. – 2015.
- 52.Предко М. Руководство по микроконтроллерам. Том 2 / Майк Предко. – М.: Постмаркет, 2001. – 488 с
- 53.Катцен С. PIC-микроконтроллеры / Сид Катцен; пер. с. англ. А.В. Евстифеева. – М.: Додэка-XXI, 2008. – 656 с.